



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108289711 A

(43)申请公布日 2018.07.17

(21)申请号 201680069697.5

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所  
11256

(22)申请日 2016.09.22

代理人 刘迎春

(30)优先权数据

62/235,368 2015.09.30 US

15/258,598 2016.09.07 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.25

(51)Int.Cl.

A61B 18/14(2006.01)

A61B 18/12(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

A61B 18/00(2006.01)

A61B 90/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/052984 2016.09.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/058620 EN 2017.04.06

(71)申请人 伊西康有限责任公司

地址 美国波多黎各瓜伊纳沃

(72)发明人 E·T·维纳 D·C·亚特斯

R·M·亚瑟 J·A·希布纳

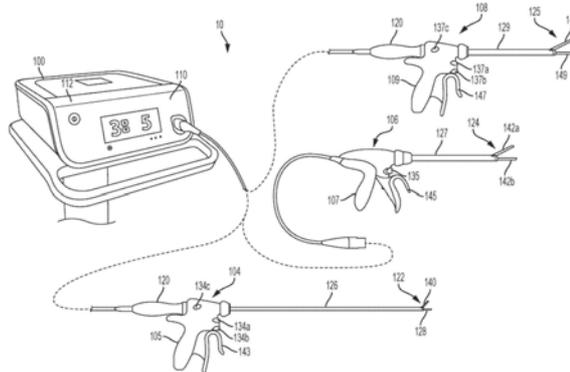
权利要求书3页 说明书36页 附图19页

(54)发明名称

基于用户意图选择外科器械的操作的方法和  
和设备

(57)摘要

本发明公开了一种用于操作外科器械的方法,该外科器械包括射频(RF)能量输出端、超声能量输出端以及第一钳口和第二钳口,该第一钳口和第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动,该方法包括:接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入;接收指示第一钳口和第二钳口是处于闭合位置还是处于打开位置的第三输入;接收指示RF能量输出端处的电阻抗的第三输入;并且至少部分地基于第一输入、第二输入和第三输入来从多个操作模式中选择用于治疗组织的操作模式。



1. 一种用于操作外科器械的方法,所述外科器械包括射频(RF)能量输出端、超声能量输出端以及第一钳口和第二钳口,所述第一钳口和所述第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动,所述方法包括:

接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入;

接收指示所述第一钳口和所述第二钳口是处于所述闭合位置还是处于所述打开位置的第二输入;

接收指示所述RF能量输出端处的电阻抗的第三输入;以及

至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来从多个操作模式中选择用于治疗组织的操作模式,其中所述多个操作模式包括:

第一模式,其中所述RF能量输出端将RF能量施加到所述组织;以及

第二模式,其中所述超声能量输出端将超声能量施加到所述组织。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一选项是仅密封选项,并且所述第二选项是密封和切割选项。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述用户选择为按钮选择。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述多个操作模式还包括:

第三模式,其中所述RF能量输出端将RF能量施加到所述组织并且所述超声能量输出端将超声能量施加到所述组织;以及

第四模式,其中没有RF能量或超声能量被施加到所述组织。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中当所述第一输入指示所述第二选项,所述第二输入指示所述闭合位置,并且所述第三输入指示中等电阻抗时,选择所述第三模式,其中在施加超声能量之前施加RF能量。

6. 根据权利要求4所述的方法,其中当所述第一输入指示所述第一选项,所述第二输入指示所述打开位置,并且所述第三输入指示高电阻抗时,选择所述第四模式。

7. 根据权利要求1所述的方法,还包括至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来选择由所述RF能量输出端施加的能量水平。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中当所述第二输入指示所述打开位置并且所述第三输入指示中等电阻抗时,选择所述第一模式,并且将所述RF能量输出端所施加的所述能量水平选择为高。

9. 根据权利要求1所述的方法,还包括至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来选择由所述超声能量输出端施加的能量水平。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中当所述第二输入指示所述闭合位置并且所述第三输入指示低电阻抗时,选择所述第二模式,并且将所述超声能量输出端所施加的所述能量水平选择为低。

11. 根据权利要求9所述的方法,其中当所述第一输入指示所述第二选项,所述第二输入指示所述打开位置并且所述第三输入指示高电阻抗时,选择所述第二模式,并且将所述超声能量输出端所施加的所述能量水平选择为高。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中当所述第一输入指示所述第一选项,所述第二输入指示所述闭合位置,并且所述第三输入指示中等电阻抗时,选择所述第一模式。

13. 根据权利要求1所述的方法,还包括至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入

和所述第三输入来选择由所述RF能量输出端或所述超声能量输出端施加的能量的波形。

14. 一种用于将射频 (RF) 能量和超声能量递送到外科器械的发生器, 所述外科器械包括第一钳口和第二钳口, 所述第一钳口和所述第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动, 所述发生器被构造成能够:

接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入;

接收指示所述第一钳口和所述第二钳口是处于所述闭合位置还是处于所述打开位置的第二输入;

接收指示所述外科器械的RF能量输出端处的电阻抗的第三输入; 以及

至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来从多个操作模式中选择用于治疗组织的操作模式, 其中所述多个操作模式包括:

第一模式, 其中所述发生器将RF能量递送到所述外科器械;

以及

第二模式, 其中所述发生器将超声能量递送到所述外科器械。

15. 根据权利要求14所述的发生器, 其中所述多个操作模式还包括:

第三模式, 其中所述发生器将RF能量和超声能量递送到所述外科器械; 以及

第四模式, 其中所述发生器未将RF能量或超声能量递送到所述外科器械。

16. 根据权利要求14所述的发生器, 其中所述发生器还被构造成能够以至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入确定的水平将RF能量递送到所述外科器械。

17. 根据权利要求16所述的发生器, 其中所述发生器被构造成能够在所述第二输入指示所述打开位置并且所述第三输入指示中等电阻抗时, 选择所述第一模式, 并且将所述RF能量的水平确定为高。

18. 根据权利要求14所述的发生器, 其中所述发生器还被构造成能够以至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入确定的水平将超声能量递送到所述外科器械。

19. 根据权利要求18所述的发生器, 其中所述发生器被构造成能够在所述第二输入指示所述闭合位置并且所述第三输入指示低电阻抗时, 选择所述第二模式, 并且将所述超声能量的水平确定为低。

20. 一种外科器械, 包括:

第一钳口和第二钳口, 所述第一钳口和所述第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动;

射频 (RF) 能量输出端, 所述RF能量输出端被构造成能够至少在选择第一操作模式时将RF能量施加到组织; 以及

超声能量输出端, 所述超声能量输出端被构造成能够至少在选择第二操作模式时将超声能量施加到所述组织, 其中

至少部分地基于第一输入、第二输入和第三输入从包括所述第一模式和所述第二模式的多个操作模式中选择操作模式, 其中:

所述第一输入指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择;

所述第二输入指示所述第一钳口和所述第二钳口是处于所述闭合位置还是处于所述

打开位置;以及

所述第三输入指示所述RF能量输出端处的电阻抗。

## 基于用户意图选择外科器械的操作的方法和设备

### [0001] 优先权

[0002] 本申请要求2015年9月30日提交的名称为“GENERATOR FOR PROVIDING COMBINED RADIO FREQUENCY AND ULTRASONIC ENERGIES”的美国临时申请序列号62/235,260、2015年9月30日提交的名称为“CIRCUIT TOPOLOGIES FOR GENERATOR”的美国临时申请序列号62/235,368和2015年9月30日提交的名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH USER ADAPTABLE ALGORITHMS”的美国临时申请序列号62/235,466的权益,这些申请各自的内容全文以引用方式并入本文。

### 技术领域

[0003] 本公开整体涉及用于执行外科手术诸如凝固、密封和/或切割组织的超声外科系统、电外科系统和组合式电外科/超声系统。具体地讲,本公开涉及用于基于用户意图选择外科器械的操作的方法和设备。

### 背景技术

[0004] 超声外科器械凭借此类器械的独特性能特性而在外科规程中得到日益广泛的应用。根据具体器械构型和操作参数,超声外科器械能够基本上同时进行组织的切割和通过凝固的止血,从而有利地使患者创伤最小化。切割动作通常通过器械的远侧端部处的端部执行器或刀头来实现,所端部执行器或刀头将超声能量传输到与该端部执行器接触的组织。这种性质的超声器械可被构造成用于开放性外科手术用途、腹腔镜式或内窥镜式外科规程,包括机器人辅助规程。

[0005] 一些外科器械将超声能量同时用于精确切割和受控凝固。超声能量通过振动与组织接触的刀进行切割和凝固。通过高频振动(例如,每秒55,500次),超声刀使组织中的蛋白变性以形成粘性凝固物。刀表面施加到组织上的压力使血管塌缩并且允许凝固物形成止血密封。切割和凝固的精度受外科医生的技术以及对功率水平、刀刃、组织牵引力和刀压力的调节的控制。

[0006] 用于将电能施加到组织以治疗和/或破坏组织的电外科装置也在外科规程中得到日益广泛的应用。电外科装置通常包括手持件,所述手持件为具有远侧安装的端部执行器(例如,一个或多个电极)的器械。所述端部执行器可抵靠组织定位,使得电流被引入组织中。电外科装置可被构造成用于双极或单极操作。在双极操作期间,电流分别通过端部执行器的有源电极和返回电极被引入组织中并从组织返回。在单极操作期间,电流通过端部执行器的有源电极被引入组织中并且通过单独设置在患者身体上的返回电极(例如,接地垫)返回。流过组织的电流所产生的热可在组织内和/或在组织之间形成止血密封,并因此可尤其适用于例如密封血管。电外科装置的端部执行器也可包括能够相对于组织运动的切割构件以及用以横切组织的电极。

[0007] 由电外科装置施加的电能可通过与手持件连通的发生器传递至器械。电能可以是可在EN 60601-2-2:2009+A11:2011,定义201.3.218-高频率中所述的频率范围内的RF能

量的形式。例如,单极RF应用中的频率通常被限制为小于5MHz。然而,在双极RF应用中,频率几乎可为任何值。单极应用通常使用200kHz以上的频率,以避免由于使用低频电流而导致不希望的对神经和肌肉的刺激。如果风险分析显示神经肌肉刺激的可能性已减轻至可接受的水平,则双极应用可使用较低频率。通常,不使用5MHz以上的频率以最小化与高频渗漏电流相关的问题。然而,在双极技术中可以使用较高的频率。通常认为,10mA是组织热效应的下限阈值。

[0008] 在应用中,电外科装置可穿过组织传递低频射频能,这会引引起离子振荡或摩擦,并实际上造成电阻性加热,从而升高组织的温度。由于受影响的组织与周围组织之间形成明显的边界,因此外科医生能够以高精度度进行操作,并在不损伤相邻的非目标组织的情况下进行控制。射频能的低操作温度适用于在密封血管的同时移除、收缩软组织、或对软组织塑型。RF能量尤其奏效地适用于结缔组织,所述结缔组织主要由胶原构成并且在接触热时收缩。

[0009] 其他电外科器械包括但不限于不可逆和/或可逆电穿孔,和/或微波技术等。因此,本文所公开的技术适用于超声、双极或单极RF(电外科)、不可逆和/或可逆电穿孔、和/或基于微波的外科器械等。

## 发明内容

[0010] 在一个方面,提供了一种用于操作外科器械的方法,该外科器械包括射频(RF)能量输出端、超声能量输出端以及第一钳口和第二钳口,该第一钳口和第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动,该方法包括:接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入;接收指示第一钳口和第二钳口是处于闭合位置还是处于打开位置的第二输入;接收指示RF能量输出端处的电阻抗的第三输入;以及至少部分地基于第一输入、第二输入和第三输入来从多个操作模式中选择用于治疗组织的操作模式,其中多个操作模式包括:第一模式,在第一模式中RF能量输出端将RF能量施加到组织;以及第二模式,在第二模式中超声能量输出端将超声能量施加到组织。

[0011] 在另一方面,提供了一种用于将射频(RF)能量和超声能量递送到外科器械的发生器,该外科器械包括第一钳口和第二钳口,该第一钳口和第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动,该发生器被构造成能够:接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入;接收指示第一钳口和第二钳口是处于闭合位置还是处于打开位置的第二输入;接收指示外科器械的RF能量输出端处的电阻抗的第三输入;以及至少部分地基于第一输入、第二输入和第三输入来从多个操作模式中选择用于治疗组织的操作模式,其中该多个操作模式包括:第一模式,在第一模式中发生器将RF能量递送到外科器械;以及第二模式,在第二模式中发生器将超声能量递送到外科器械。

[0012] 在又一方面,提供了一种外科器械,该外科器械包括:第一钳口和第二钳口,该第一钳口和第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动;射频(RF)能量输出端,该RF能量输出端被构造成能够至少在选择第一操作模式时将RF能量施加到组织;以及超声能量输出端,该超声能量输出端被构造成能够至少在选择第二操作模式时将超声能量施加到组织,其中操作模式是至少部分地基于第一输入、第二输入和第三输入从包括第一模式和第二模式的多个操作模式选择的,其中:第一输入指示第一选项和第二选项中的

一个的用户选择；第二输入指示第一钳口和第二钳口是处于闭合位置还是处于打开位置；并且第三输入指示RF能量输出端处的电阻抗。

### 附图说明

[0013] 所述形式的新型特征部在随附权利要求书中具体阐述。然而，关于组织和操作方法的所述形式可通过结合附图参照以下描述最好地理解，其中：

[0014] 图1示出了包括发生器和可与其一起使用的各种外科器械的外科系统的一种形式；

[0015] 图2为图1所示组合式电外科和超声器械的图；

[0016] 图3为图1所示外科系统的图；

[0017] 图4为示出一种形式中的动态支路电流的模型；

[0018] 图5为一种形式中的发生器架构的结构视图；

[0019] 图6示出了发生器的驱动系统的一种形式，该驱动系统产生用于驱动超声换能器的超声电信号；

[0020] 图7示出了包括组织阻抗模块的发生器的驱动系统的一种形式；

[0021] 图8示出了用于将能量递送到外科器械的组的射频和超声能量发生器的示例；

[0022] 图9为用于将组的射频和超声能量递送到多个外科器械的系统的图；

[0023] 图10示出了用于将组的射频和超声能量递送到多个外科器械的系统的通信架构；

[0024] 图11示出了用于将组的射频和超声能量递送到多个外科器械的系统的通信架构；

[0025] 图12示出了用于将组的射频和超声能量递送到多个外科器械的系统的通信架构；

[0026] 图13为示出基于各种输入选择外科器械的动作的框图；

[0027] 图14为示出基于各种输入选择的外科器械的具体操作的逻辑图；

[0028] 图15提供了根据本公开的一个方面结合图13和图14示出和描述的被构造成能够管理由发生器输出的RF和超声电流的示例性电路拓扑的系统构造的图示，其包括柄部中的金属氧化物半导体场效应晶体管 (MOSFET) 开关和控制电路；

[0029] 图16提供了根据本公开的一个方面结合图13和图14示出和描述的被构造成能够管理由发生器输出的RF和超声电流的示例性电路拓扑的系统构造的图示，其包括柄部中的带阻滤波器和控制电路；

[0030] 图17为来自发生器的两个能量波形的示例曲线图；

[0031] 图18是图17的波形之和的示例曲线图；

[0032] 图19是图17的波形之和的示例曲线图，其中RF波形取决于超声波形；

[0033] 图20是图17的波形之和的示例曲线图，其中RF波形是超声波形的函数；以及

[0034] 图21为具有高波峰因子的复合RF波形的示例曲线图。

### 具体实施方式

[0035] 在详细说明超声外科器械的各种形式之前，应该指出的是，示例性形式的应用或

使用并不局限于附图和具体实施方式中所示出的部件的构造和布置的细节。示例性形式可以单独实施,也可以与其它形式、变型和修改结合在一起实施,并可以通过多种方式实践或执行。此外,除非另外指明,否则本文所用的术语和表达是为了方便读者而对示例性形式进行描述目的所选的,并非为了限制性的目的。

[0036] 此外,应当理解,下述形式、形式表达、示例中的任何一个或多个可与下述其它形式、形式表达和示例中的任何一个或多个组合。

[0037] 各种形式均涉及改进的超声外科器械,其被构造成用于在外科规程中执行组织解剖、切割和/或凝固。在一种形式中,超声外科器械设备被构造成用于开放性外科规程中,但所述设备也可应用于其它类型手术中,例如腹腔镜式、内窥镜式和机器人辅助规程。通过选择性地使用超声能量,方便了多种用途。

[0038] 本申请涉及与其同时提交的以下共同拥有的专利申请:

[0039] Wiener等人的名称为“CIRCUIT TOPOLOGIES FOR COMBINED GENERATOR”的代理人案卷号END7768USNP1/150449-1;

[0040] Wiener等人的名称为“CIRCUITS FOR SUPPLYING ISOLATED DIRECT CURRENT (DC) VOLTAGE TO SURGICAL INSTRUMENTS”的代理人案卷号END7768USNP2/150449-2;

[0041] Yates等人的名称为“FREQUENCY AGILE GENERATOR FOR A SURGICAL INSTRUMENT”的代理人案卷号END7768USNP3/150449-3;

[0042] Wiener等人的名称为“GENERATOR FOR DIGITALLY GENERATING ELECTRICAL SIGNAL WAVEFORMS FOR ELECTROSURGICAL AND ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS”的代理人案卷号END7769USNP1/150448-1;

[0043] Wiener等人的名称为“GENERATOR FOR DIGITALLY GENERATING COMBINED ELECTRICAL SIGNAL WAVEFORMS FOR ULTRASONIC SURGICAL INSTRUMENTS,”的代理人案卷号END7769USNP2/150448-2;

[0044] Yates等人的名称为“PROTECTION TECHNIQUES FOR GENERATOR FOR DIGITALLY GENERATING ELECTROSURGICAL AND ULTRASONIC DIGITAL ELECTRICAL SIGNAL WAVEFORMS”的代理人案卷号END7769USNP3/150448-3;

[0045] 这些专利申请全文以引用方式并入本文。

[0046] 本申请还涉及以下于2016年6月9日提交的共同拥有的专利申请:

[0047] 名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH USER ADAPTABLE TECHNIQUES”的美国专利申请15/177,430;

[0048] 名称为“SURGICAL INSTRUMENT WITH USER ADAPTABLE TECHNIQUES BASED ON TISSUE TYPE”的美国专利申请15/177,439;

[0049] 名称为“SURGICAL SYSTEM WITH USER ADAPTABLE TECHNIQUES EMPLOYING MULTIPLE ENERGY MODALITIES BASED ON TISSUE”的美国专利申请15/177,449;

[0050] 名称为“SURGICAL SYSTEM WITH USER ADAPTABLE TECHNIQUES BASED ON TISSUE IMPEDANCE”的美国专利申请15/177,456;

[0051] 名称为“SURGICAL SYSTEM WITH USER ADAPTABLE TECHNIQUES EMPLOYING SIMULTANEOUS ENERGY MODALITIES BASED ON TISSUE PARAMETERS”的美国专利申请15/177,466;

[0052] 这些专利申请全文以引用方式并入本文。

[0053] 将结合本文所述的超声器械描述各种形式。此类说明以举例而非限制性的方式提供,并且不旨在限制其范围和应用。例如,所述形式中的任一个可结合多个超声器械使用,所述多个超声器械包括例如美国专利5,938,633;5,935,144;5,944,737;5,322,055;5,630,420;和5,449,370中所述的那些,这些专利均以引用方式全文并入本文。

[0054] 通过以下说明将变得显而易见的是,设想本文所述的外科器械的形式可与外科系统的振荡器单元相关联地使用,由此振荡器单元的超声能量为当前的外科器械提供期望的超声致动。还设想,本文所述的外科器械的形式可与外科系统的信号发生器单元相关联地使用,由此例如射频(RF)形式的电能被用来为与外科器械有关的用户提供反馈。超声振荡器和/或信号发生器单元可与外科器械不可拆卸地一体化,或者可被提供为可电附接到外科器械的单独部件。

[0055] 本外科设备的一种形式由于其简单构造而被特别构造用于一次性使用。然而,还设想本外科器械的其它形式可被构造成用于非一次性或多次使用。仅出于例证性目的,当前公开了本外科器械与相关联的振荡器和信号发生器单元的可拆卸连接供单个患者使用。然而,还设想了本外科器械与相关联的振荡器和/或信号发生器单元的不可拆卸的一体式连接。因此,当前所述的外科器械的各种形式可被构造成用于与可拆卸的和/或不可拆卸的一体化振荡器和/或信号发生器单元一起用于单次使用和/或多次使用,然而并非仅限于此,而是这些构型的所有组合均被设想为落入本公开的范围。

[0056] 在一个方面,期望的波形可以被1024个点数字化,这些点存储在表格中,诸如例如具有发生器的FPGA(现场可编程门阵列)的DDS表(直接数字合成表)中。发生器软件和数字控制器命令FPGA以感兴趣的频率扫描该表中的地址,这继而向馈送到功率放大器的DAC提供不同的数字输入值。该方法促使实际产生任何(或许多)类型的馈送到组织中的波形。此外,可创建和存储多个波形表,并将其应用于组织。

[0057] 根据各个方面,一种方法包括例如在存储器中创建各种类型的查找表,诸如由直接数字合成器(DDS)生成并存储在现场可编程门阵列(FPGA)内的查找表。波形可作为特定波形存储在DDS表中。RF/电外科组织治疗领域中的波形的示例包括例如可用于RF模式中的表面凝固的高波峰因子RF信号、例如可用于在RF模式中更深地穿透到组织中的低波峰因子RF信号,以及例如促进高效修补凝固的波形。

[0058] 本公开提供了多个波形表的创建,其允许基于期望的组织效果在波形之间手动或自动地联机切换。切换可以基于组织参数,诸如例如组织阻抗和/或其他因素。除了传统的正弦波形之外,在一个方面,发生器可被构造成能够提供最大化组织中每个周期的功率的波形。根据一个方面,波形可以是梯形波、正弦波或余弦波、方波、三角波或它们的任何组合。在一个方面,发生器可被构造成能够提供一种或多种波形,所述波形以一定方式同步化,使得在RF和超声能量模态两者被同步地或顺序地驱动的情况下,它们能够最大化功率递送。在一个方面,发生器可被构造成能够在保持超声频率锁定时同时驱动超声和RF治疗能量的波形。在一个方面,发生器可包括提供电路拓扑的装置或与其相关联,该电路拓扑能够同时驱动RF和超声能量。在一个方面,发生器可被构造成能够提供特定于外科器械的定制波形以及由这种外科器械提供的组织效果。此外,波形可存储在发生器非易失性存储器中或者存储在仪器存储器诸如例如EEPROM中。可在仪器连接到发生器时获取一个或多个波

形。

[0059] 参照图1至图5,其示出了包括超声外科器械的外科系统1000的一种形式。图1示出了包括发生器100以及可与其一起使用的各种外科器械104,106,108的外科系统1000的一种形式。图2为图1所示的超声外科器械108的图。参照图1和图2两者,发生器100被构造成能够与各种外科器械一起使用。

[0060] 根据各种形式,发生器100可被构造成用于与不同类型的不同外科器械一起使用,所述外科器械包括例如超声装置104、电外科或RF外科器械(诸如RF装置106)以及集成了从发生器100同时递送的电外科RF能量和超声能量的多功能装置108。尽管在图1所示的形式中,发生器100被显示为与外科器械104,106,108分开,然而在一种形式中,发生器100可与外科器械104,106,108中的任一者整体地形成,以形成一体式外科系统。发生器100包括位于发生器100控制台的前面板上的输入装置112。输入装置112可包括产生适于对发生器100的操作进行编程的信号的任何合适的装置。

[0061] 图1示出了被构造成能够驱动多个外科器械104,106,108的发生器100。第一外科器械104包括手持件105、超声换能器120、轴126和端部执行器122。端部执行器122包括夹持臂140和声学地联接到换能器120的超声刀128。手持件105包括用于操作夹持臂140的触发器143以及用于给超声刀128供能和驱动超声刀128或其他功能的切换按钮134a,134b,134c的组合。切换按钮134a,134b,134c可以被构造成能够利用发生器100给超声换能器120供能。

[0062] 仍参照图1,发生器100还被构造成能够驱动第二外科器械106。第二外科器械106是RF电外科器械,并且包括手持件107、轴127和端部执行器124。端部执行器124包括夹持臂143中的电极并通过超声刀149返回。这些电极联接到发生器100内的双极能量源并由其供能。手持件107包括用于操作夹持臂145的触发器147和用于致动能量开关以给端部执行器124中的电极供能的能量按钮135。

[0063] 仍参照图1,发生器100还被构造成能够驱动电外科和超声组合器械108。电外科和超声组合多功能外科器械108包括手持件109、轴129和端部执行器125。端部执行器125包括超声刀149和夹持臂146。超声刀149声学地联接到超声换能器120。手持件109包括用于操作夹持臂146的触发器147以及用于给超声刀149供能和驱动超声刀149或其他功能的切换按钮137a,137b,137c的组合。切换按钮137a,137b,137c可以被构造成能够为利用发生器100给超声换能器120供能,并且利用同样容纳在发生器100内的双极能量源给超声刀149供能。

[0064] 参照图1和图2两者,发生器100被构造成能够与各种外科器械一起使用。根据各种形式,发生器100可被构造成用于与不同类型的不同外科器械一起使用,该外科器械包括例如超声外科器械104、电外科或RF外科器械(诸如RF电外科器械106)以及集成了从发生器100同时递送的电外科RF能量和超声能量的多功能外科器械108。尽管在图1所示的形式中,发生器100被显示为与外科器械104,106,108分开,然而在一种形式中,发生器100可与外科器械104,106,108中的任一者整体地形成,以形成一体式外科系统。发生器100包括位于发生器100控制台的前面板上的输入装置110。输入装置110可包括产生适于对发生器100的操作进行编程的信号的任何合适的装置。发生器100还可包括一个或多个输出装置112。

[0065] 现在参照图2,发生器100联接到电外科和超声组合多功能外科器械108。发生器100经由缆线144联接到超声换能器120。超声换能器120和延伸穿过轴129的波导(图2中未示出的波导)可集体形成驱动端部执行器125的超声刀149的超声驱动系统。端部执行器125

还可包括夹持臂146,用于将组织夹持在夹持臂146和超声刀149之间。在一种形式中,发生器100可被构造成能够生成特定电压、电流和/或频率输出信号的驱动信号,该驱动信号可阶跃或换句话说讲修改为具有高分辨率、精度和再现性。

[0066] 仍参照图2,应当理解,外科器械108可包括切换按钮137a,137b,134c的任意组合。例如,外科器械104可被构造成能够具有仅两个切换按钮:切换按钮134a和切换按钮134c,切换按钮134a用于产生最大超声能量输出,切换按钮134c用于产生最大或小于最大功率电平的脉冲输出。以此方式,发生器100的驱动信号输出配置可为5个连续信号和5或4或3或2或1个脉冲信号。在某些形式中,例如可基于发生器100中的EEPROM设定和/或一个或多个用户功率电平选择来控制特定的驱动信号配置。

[0067] 在某些形式中,可提供双位开关来替代切换按钮134c。例如,外科器械104可包括用于产生最大功率电平的连续输出的切换按钮134a,以及双位切换按钮134b。在第一止动位置中,切换按钮134b可产生小于最大功率电平的连续输出,并且在第二止动位置中,切换按钮134b可产生脉冲输出(例如,根据EEPROM设定,以最大功率电平或小于最大功率电平)。

[0068] 仍参照图2,发生器100的形式可实现与基于器械的数据电路的通信。例如,发生器100可以被构造成能够与第一数据电路136和/或第二数据电路138连通。例如,第一数据电路136可指示老化频率斜率,如本文所述。除此之外或另选地,任何类型的信息均可经由数据电路接口(例如,使用逻辑装置)连通至第二数据电路以存储于其中。此类信息例如可包括其中使用外科器械的操作的更新数目和/或其使用的日期和/或时间。在某些形式中,第二数据电路可传输由一个或多个传感器(例如,基于器械的温度传感器)采集的数据。在某些形式中,第二数据电路可从发生器100接收数据并基于所接收的数据向用户提供指示(例如,LED指示或其他可视指示)。第二数据电路138包含在外科器械的多功能外科器械108中。在一些形式中,第二数据电路138可以类似于本文所述的第一数据电路136的方式实施。器械接口电路可包括用于实现此种连通的第二数据电路接口。在一种形式中,第二数据电路接口可包括三态数字接口,然而也可使用其他接口。在某些形式中,第二数据电路通常可为用于传输和/或接收数据的任何电路。在一种形式中,例如第二数据电路可存储与相关联的特定外科器械相关的信息。此类信息可包括例如型号、序列号、其中已使用外科器械的多个操作、和/或任何其它类型的信息。在一些形式中,第二数据电路138可存储关于相关联的换能器120、端部执行器122或超声驱动系统的电性能和/或超声性能的信息。本文所述的各种过程和技术可由发生器执行。然而,应当理解,在某些示例性形式中,这些过程和技术的全部或部分可由多功能外科器械108的内部逻辑部件139执行。

[0069] 图3为图1的外科系统1000的图。在各种形式中,发生器100可包括若干独立的功能性元件,诸如模块和/或块。不同的功能元件或模块可以被构造成能够驱动不同类型的外科器械104,106,108。例如,超声发生器模块1008可经由缆线141驱动超声装置,诸如超声装置104。电外科/RF发生器模块1010可经由缆线143驱动电外科装置106。相应的模块1008,1009,1010可以组合为组合式RF发生器/超声发生器模块1009,以生成用于经由缆线144驱动组合RF电外科/超声外科器械108的这两个相应的驱动信号。在各种形式中,超声发生器模块1008和/或电外科/射频发生器模块1010各自可与发生器100形成为一体。另选地,模块1008,1009,1010中的一个或多个可被设置成电联接到发生器100的单独的电路模块。(模块1008,1009,1010以虚线显示以示出此部分。)此外,在一些形式中,电外科/射频发生器模块

1010可与超声发生器模块1008形成为一体,或反之亦然。此外,在一些形式中,发生器100可完全省去且模块1008,1009,1010可由相应器械104,106,108内的处理器或其他硬件来执行。

[0070] 在其他形式中,超声发生器模块1008和电外科/RF发生器模块1010的电输出可组合成能够同时驱动多功能装置108与电外科RF和超声能量的单个电信号。多功能装置108包括联接到超声刀的超声换能器120以及端部执行器122,124中的一个或多个电极,以接收电外科RF能量。在此类具体实施中,组合的RF/超声信号联接到多功能装置108。多功能装置108包括信号处理部件,以将组合的RF/超声信号分离,使得RF信号可被递送到端部执行器122中的电极,并且超声信号可被递送到超声换能器120。

[0071] 根据所述形式,超声发生器模块1008可产生特定电压、电流和频率(例如,55,500周期/秒(Hz))的一个或多个驱动信号。该一个或多个驱动信号可被提供至超声装置104、尤其是可例如如上所述进行操作的换能器120。换能器120和延伸穿过轴129的波导(图2中未示出波导)可共同地形成驱动端部执行器125的超声刀1017的超声驱动系统。在一种形式中,发生器100可被构造成能够生成特定电压、电流和/或频率输出信号的驱动信号,所述驱动信号可阶跃或换句话说讲修改为具有高分辨率、精度和再现性。

[0072] 发生器100可被启动以按照任何合适的方式将驱动信号提供到换能器120。例如,发生器100可包括脚踏开关1020,该脚踏开关经由脚踏开关缆线1022联接到发生器100。临床医生可通过压下脚踏开关1020来启动换能器120。此外,或作为脚踏开关1020的替代,超声装置104的一些形式可利用定位于手持件上的一个或多个开关,当被启动时,所述一个或多个开关可使发生器100启动换能器120。在一种形式中,例如,该一个或多个开关可包括一对切换按钮137a,137b(图2)例如以确定外科器械104的操作模式。当切换按钮137a被压下时,例如,超声发生器100可将最大驱动信号提供到换能器120,从而使其产生最大超声能量输出。压下切换按钮137b可致使超声发生器100向换能器120提供用户可选的驱动信号,从而使换能器产生小于最大值的超声能量输出。除此之外或另选地,装置108可包括第二开关(未示出)以例如指示用于操作端部执行器125的钳口的钳口闭合触发器的位置。此外,在一些形式中,超声发生器100可基于钳口闭合触发器的位置被启动(例如,当临床医生压下钳口闭合触发器以闭合钳口时,可施加超声能量)。

[0073] 除此之外或另选地,该一个或多个开关可包括切换按钮137c,当该切换按钮被压下时,导致发生器100提供脉冲输出。脉冲例如可按任何合适的频率和分组提供。在某些形式中,例如,脉冲的功率电平可为与切换按钮137a,137b相关联的功率电平(最大值、小于最大值)。

[0074] 应当理解,装置108可包括切换按钮137a,137b,137c的任意组合。例如,装置108可被构造成能够具有仅如下两个切换按钮:用于产生最大超声能量输出的切换按钮137a,以及用于产生最大功率水平或小于最大功率水平的脉冲输出的切换按钮137c。以此方式,发生器100的驱动信号输出配置可为5个连续信号和5或4或3或2或1个脉冲信号。在某些形式中,例如可基于发生器100中的EEPROM设定和/或一个或多个用户功率电平选择来控制特定的驱动信号配置。

[0075] 在某些形式中,可提供双位开关来替代切换按钮137c。例如,装置104可包括用于产生最大功率水平的连续输出的切换按钮137a和双位切换按钮137b。在第一止动位置中,切换按钮137b可产生小于最大功率水平的连续输出,并且在第二止动位置中,切换按钮137b

可产生脉冲输出(例如,根据EEPROM设定,具有最大功率水平或小于最大功率水平)。

[0076] 根据所述形式,电外科/射频发生器模块1010可生成具有足以使用射频(RF)能执行双极性电外科手术的输出功率的一个或多个驱动信号。在双极性电外科应用中,例如驱动信号可被提供至例如电外科装置106的电极。因此,发生器100可以被构造成能够通过将足以处理组织(例如,凝固、烧灼、组织焊接)的电能施加到组织而达到治疗目的。

[0077] 发生器100可包括位于例如发生器100的控制台的前面板上的输入装置112(图1)。输入装置112可包括产生适于对发生器100的操作进行编程的信号的任何合适的装置。在操作中,用户可使用输入装置112对发生器100的操作进行编程或以其他方式进行控制。输入装置112可包括生成可由发生器(例如,由包含在发生器中的一个或多个处理器)用来控制发生器100的操作(例如,超声发生器模块1008、电外科/RF发生器模块1010、组合的RF/超声发生器1009的操作)的信号的任何合适的装置。在各种形式中,输入装置112包括按钮、开关、指轮、键盘、小键盘、触摸屏显示器、指向装置中的一种或多种,输入装置远程连接到通用或专用计算机。在其他形式中,输入装置112例如可包括合适的用户界面,诸如例如显示于触摸屏显示器上的一个或多个用户界面屏幕。因此,通过输入装置112,用户可设定发生器的各种操作参数或对其进行编程,例如由超声发生器模块1008和/或电外科/RF发生器模块1010生成的一个或多个驱动信号的电流(I)、电压(V)、频率(f)和/或周期(T)。

[0078] 发生器100还可包括输出装置110(图1),例如,位于发生器100的控制台的前面板上的输出指示器。输出装置110包括用于为用户提供感观反馈的一个或多个装置。此类装置可包括例如视觉反馈装置(例如,视觉反馈装置可包括白炽灯、发光二极管(LED)、图形用户界面、显示器、模拟指示器、数字指示器、柱状图显示器、数字字母显示器、LCD显示屏、LED指示器)、听觉反馈装置(例如,听觉反馈装置可包括扬声器、蜂鸣器、可听见的计算机产生的音调、经计算机处理的语言、通过语音/语言平台与计算机进行交互的语音用户界面(VUI))或触觉反馈装置(例如,触觉反馈装置包括任何类型的振动反馈、触觉致动器)。

[0079] 尽管可通过举例来描述发生器100的某些模块和/或块,但可理解,可使用更多或更少数目的模块和/或块,并仍在所述形式的范围内。此外,尽管各种形式可按照模块和/或块的形式描述以有利于说明,然而这些模块和/或块可通过一个或多个硬件部件和/或软件部件和/或硬件部件和软件部件的组合加以实施,所述硬件部件为例如处理器、数字信号处理器(DSP)、可编程逻辑装置(PLD)、专用集成电路(ASIC)、电路、寄存器,所述软件部件为例如程序、子程序、逻辑。此外,在一些形式中,可利用定位在器械104,106,108内的类似硬件(即,可省去外部发生器100)来实施本文所述的各种模块。

[0080] 在一种形式中,超声发生器驱动模块1008和电外科/射频驱动模块1010可包括作为固件、软件、硬件或它们的任意组合实施的一个或多个嵌入式应用程序。模块1008,1009,1010可包括各种可执行模块,例如软件、程序、数据、驱动器、应用程序接口(API)等。固件可存储在非易失性存储器(NVM)(诸如位屏蔽只读存储器(ROM)或闪速存储器)中。在各种具体实施中,将固件存储在ROM中可保护闪存存储器。NVM可包括其它类型的存储器,包括例如可编程ROM(PROM)、可擦除可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)或电池支持的随机存取存储器(RAM)(诸如动态RAM(DRAM)、双数据率DRAM(DDR)和/或同步DRAM(SDRAM))。

[0081] 在一种形式中,模块1008,1009,1010包括硬件部件,该硬件部件作为用于执行程序指令实施的处理器用于监视装置104,106,108的各种可测量特性并生成用于操作装置

104,106,108的对应输出控制信号。在其中发生器100与装置108结合使用的形式中,输出控制信号能够以切割和/或凝固操作模式驱动超声换能器120。装置108和/或组织的电特性可被测量并且用于控制发生器100的操作方面和/或可作为反馈提供给用户。在其中发生器100与装置108结合使用的形式中,输出控制信号可将电能(例如,RF能量)提供给切割、凝固和/或脱水模式中的端部执行器125。装置108和/或组织的电特性可被测量并且用于控制发生器100的操作方面和/或可为用户提供反馈。在各种形式中,如在前所述,硬件部件可作为DSP、PLD、ASIC、电路和/或寄存器实施。在一种形式中,处理器可被构造成能够存储和执行计算机软件程序指令,以生成用于驱动装置104,106,108的各种部件(例如超声换能器120和端部执行器122,124,125)的阶跃函数输出信号。

[0082] 图4示出了根据一种形式的超声换能器诸如超声换能器120的等效电路1050。电路1050包括第一“动态”支路和第二电容支路,所述第一“动态”支路具有串联连接并限定谐振器的机电性能的电感 $L_s$ 、阻抗 $R_s$ 和电容 $C_s$ ,所述第二电容支路具有静电容 $C_o$ 。可在驱动电压 $V_g$ 下从发生器接收驱动电流 $I_g$ ,其中动态电流 $I_m$ 流过第一支路并且电流 $I_g-I_m$ 流过电容支路。可通过适当地控制 $I_g$ 和 $V_g$ 来实现超声换能器的机电特性的控制。如上所述,常规发生器架构可包括调谐电感器 $L_t$ (在图4中以虚线显示)用于在并联谐振电路中将静电容 $C_o$ 调谐成谐振频率,使得基本上所有发生器的电流输出 $I_g$ 全部流过动态支路。以此方式,通过控制发生器电流输出 $I_g$ 来实现动态支路电流 $I_m$ 的控制。然而,调谐电感器 $L_t$ 对超声换能器的静电容 $C_o$ 是特定的,并且具有不同静电容的不同超声换能器需要不同的调谐电感器 $L_t$ 。此外,因为调谐电感器 $L_t$ 与静电容 $C_o$ 在单谐振频率下的标称值相匹配,所以仅在所述频率下才能确保对动态分支电流 $I_m$ 的精确控制,并且当频率随着换能器温度向下偏移时,对动态支路电流的精确控制会折中。

[0083] 发生器100的形式并不依赖于调谐电感器 $L_t$ 来监视动态支路电流 $I_m$ 。相反,发生器100可在用于特定超声外科器械104的功率的应用(连同驱动信号电压和电流反馈数据)之间使用静电容 $C_o$ 的测量值,以在动态和持续的基础上(例如,实时)确定动态支路电流 $I_m$ 的值。因此,发生器100的这些形式能够提供虚拟调谐,以模拟被调谐的系统或在任何频率下的任何静电容 $C_o$ 值进行谐振,而非仅静电容 $C_o$ 的标称值所指示的单谐振频率。

[0084] 图5为发生器200的简化框图,该发生器是发生器100(图1至图3)的一种形式。发生器被构造成能够如上提供无电感器调谐等等有益效果。发生器200的其他细节在共同分配并同时提交的名称为“SURGICAL GENERATOR FOR ULTRASONIC AND ELECTROSURGICAL DEVICES”的美国专利9,060,775中有所描述,该专利的公开内容全文以引用方式并入本文。参照图5,发生器200可包括患者隔离台1052,该患者隔离台经由功率变压器1056与非隔离台1054通信。功率变压器1056的次线圈1058包含在隔离台1052中并可包括分接构型(例如,中心分接或非中心分接构型)来限定驱动信号输出件1060a,1060b,1060c用于将驱动信号输出到不同的外科器械,诸如超声外科器械104、电外科装置106和组合电外科/超声装置108。具体地讲,驱动信号输出件1060a,1060c可将超声驱动信号(例如,420V RMS驱动信号)输出到超声外科器械104,并且驱动信号输出件1060b,1060c可将电外科驱动信号(例如,100V RMS驱动信号)输出到电外科装置106,其中输出1060b对应于功率变压器1056的中心分接头。

[0085] 在某些形式中,超声驱动信号和电外科驱动信号可同时提供到不同的外科器械

和/或具有将超声能量和电外科能量两者递送至组织的能力的单个外科器械,诸如多功能装置108(图1至图3)。应当理解,提供至专用电外科器械和/或提供至组合多功能超声/电外科器械的电外科信号可以是治疗电平信号或亚治疗电平信号。例如,超声信号和射频信号可从具有单个输出端口的发生器单独地或同时递送,以便向外科器械提供期望的输出信号,如将在下文更详细地讨论。因此,发生器可组合超声能量和电外科RF能量并且将组合的能量递送到多功能超声/电外科器械。双极电极可被放置在端部执行器的一个或两个钳口上。除了电外科RF能量之外,一个钳口可由超声能量同时驱动。超声能量可用于解剖组织,而电外科RF能量可用于脉管密封。

[0086] 非隔离台1054可包括功率放大器1062,所述功率放大器具有连接到功率变压器1056的主线圈1064的输出。在某些形式中,功率放大器1062可包括推挽放大器。例如,非隔离台1054还可包括逻辑装置1066用于对数字/模拟转换器(DAC)1068提供数字输出,而所述数字/模拟转换器(DAC)又将对应的模拟信号提供至功率放大器1062的输入。在某些形式中,例如除其它逻辑电路之外,逻辑装置1066可包括可编程的门阵列(PGA)、现场可编程的门阵列(FPGA)、可编程的逻辑装置(PLD)。因此,通过经由DAC 1068控制功率放大器1062的输入,逻辑装置1066可控制在驱动信号输出件1060a、1060b、1060c处出现的驱动信号的多个参数(例如,频率、波形形状、波形振幅)中的任一个。在某些形式中并且如下所述,逻辑装置1066结合处理器(例如,下文所述的数字信号处理器)可实施多个基于数字信号处理(DSP)的算法和/或其它控制算法,以控制发生器200所输出的驱动信号参数。

[0087] 可通过开关模式调节器1070将功率提供至功率放大器1062的功率轨。在某些形式中,开关模式调节器1070例如可包括可调式降压调节器。例如,非隔离台1054还可包括第一处理器1074,在一种形式中,所述第一处理器可包括DSP处理器,例如可从Analog Devices(Norwood,MA)购得的Analog Devices ADSP-21469SHARC DSP,但可在各种形式中采用任何合适的处理器。在某些形式中,处理器1074可响应于由DSP处理器1074通过模拟/数字转换器(ADC)1076从功率放大器1062接收的电压反馈数据来控制开关模式功率转换器1070的操作。在一种形式中,例如,DSP处理器1074可通过ADC 1076作为输入接收由功率放大器1062放大的信号(例如,RF信号)的波形包络。随后,DSP处理器1074可控制开关模式调节器1070(例如,通过脉宽调制(PWM)输出),使得被提供到功率放大器1062的干线电压跟踪经放大的信号的波形包络。通过基于波形包络以动态方式调制功率放大器1062的干线电压,功率放大器1062的效率相对于固定干线电压放大器方案可显著升高。

[0088] 在某些形式中,逻辑装置1066结合DSP处理器1074可实施数字合成电路诸如直接数字合成器(DDS)(例如,参见图13、图14)控制方案,以控制发生器200所输出驱动信号的波形形状、频率和/或振幅。在一种形式中,例如逻辑装置1066可通过召回存储于动态更新的查找表(LUT)(诸如RAM LUT)中的波形样本来实施DDS控制算法,所述动态更新的查找表可被嵌入FPGA中。该控制算法尤其可用于如下超声应用,其中超声换能器诸如超声换能器120可由谐振频率下的纯正弦式电流驱动。因为其它频率可激发寄生谐振,因此最小化或降低动态支路电流的总失真可相应地最小化或降低不利的谐振效应。因为发生器200所输出的驱动信号的波形形状受输出驱动电路(例如,功率变压器1056、功率放大器1062)中所存在的各种畸变源的影响,所以基于驱动信号的电压和电流反馈数据可被输入到算法(例如由DSP处理器1074实施的误差控制算法)中,该算法通过适当地以动态行进方式(例如,实时

地)使存储于LUT中的波形样本预先畸变或修改来补偿畸变。在一种形式中,对LUT样本所施加的预先畸变量或程度可根据所计算的动态支路电流与期望的电流波形形状之间的误差而定,其中所述误差可基于逐一样本确定。以此方式,预先畸变的LUT样本在通过驱动电路被处理时,可使动态支路驱动信号具有所期望的波形形状(例如,正弦形状),以最佳地驱动超声换能器。因此,在此类形式中,当考虑到畸变效应时,LUT波形样本将不呈现驱动信号的期望波形形状,而是呈现要求最终产生动态支路驱动信号的期望波形形状的波形形状。

[0089] 非隔离台1054还可包括ADC 1078和ADC 1080,它们经由相应的隔绝变压器1082,1084联接到功率变压器1056的输出,以分别用于对发生器200所输出的驱动信号的电压和电流进行采样。在某些形式中,ADC 1078、1080可被构造成能够高速(例如,80MSPS)采样,以能够对驱动信号进行过采样。在一种形式中,例如ADC 1078、1080的采样速度可实现驱动信号的约200x(根据频率而定)的过采样。在某些形式中,可通过令单个ADC通过二路式多路复用器接收输入电压和电流信号来执行ADC 1078、1080的采样操作。通过在发生器200的形式中使用高速采样,除可实现其他事物之外,还可实现对流过动态支路的复杂电流的计算(这在某些形式中可用于实施上述基于DDS的波形形状控制)、对采样信号进行精确的数字滤波、以及以高精度计算实际功耗。ADC 1078、1080所输出的电压和电流反馈数据可由逻辑装置1066接收及处理(例如,FIFO缓冲、多路复用)并被存储于数据存储单元中供例如DSP处理器1074后续取回。如上所述,电压和电流反馈数据可用作算法的输入用于以动态行进方式使LUT波形样本预先畸变或修改。在某些形式中,当采集到电压和电流反馈数据对时,可能需要基于由逻辑装置1066输出的对应LUT样本或换句话说讲与所述对应LUT样本相关联,为每一所存储的电压和电流反馈数据对进行编索引。以此方式使LUT样本和电压和电流反馈数据同步有助于预失真算法的准确计时和稳定性。

[0090] 在某些形式中,可使用电压和电流反馈数据来控制驱动信号的频率和/或振幅(例如,电流振幅)。在一种形式中,例如,可使用电压和电流反馈数据来确定阻抗相位。随后,可控制驱动信号的频率以最小化或减小所确定阻抗相位与阻抗相位设定点(例如, $0^\circ$ )之间的差值,从而最小化或减小谐波畸变的影响,并相应地提高阻抗相位测量精确度。相位阻抗和频率控制信号的确定可在DSP处理器1074中实现,例如,其中频率控制信号作为输入被提供至逻辑装置1066所实施的DDS控制算法。

[0091] 在另一形式中,例如可监视电流反馈数据,以便将驱动信号的电流振幅保持在电流振幅设定点。电流振幅设定点可被直接指定或基于特定的电压振幅和功率设定点而间接地确定。在某些形式中,例如可通过处理器1074中的控制算法(例如,PID控制算法)来实现对电流振幅的控制。控制算法为了适当控制驱动信号的电流振幅而控制的变量可包括例如:存储在可编程逻辑器件1066中的LUT波形样本的定标和/或借助DAC 1086的DAC 1068(其为功率放大器1062提供输入)的最大定标输出电压。

[0092] 非隔离台1054还可包括第二处理器1090用于除别的之外还提供用户界面(UI)功能。在一种形式中,UI处理器1090可包括例如购自Atmel公司(San Jose, CA)的具有ARM 926EJ-S核的Atmel AT91SAM9263处理器。UI处理器1090所支持的UI功能的示例可包括听觉和视觉用户反馈、与外围装置(例如,通过通用串行总线(USB)接口)的通信、与脚踏开关1020的通信、与输入装置112(例如,触摸屏显示器)的通信、以及与输出装置110(例如,扬声器)的通信。UI处理器1090可与处理器1074和逻辑装置1066(例如,通过串行外围接口(SPI)

总线)通信。尽管UI处理器1090可主要支持UI功能,然而在某些形式中,其也可与DSP处理器1074配合以减缓风险。例如,UI处理器1090可进行编程以监视用户输入和/或其他输入(例如,触摸屏输入、脚踏开关1020输入(图3)、温度传感器输入)并且可在检测到错误状态时使发生器200的驱动输出无效。

[0093] 在某些形式中,例如DSP处理器1074与UI处理器1090两者可确定并监视发生器200的操作状态。对于DSP处理器1074,发生器200的操作状态例如可指示DSP处理器1074实施的是哪些控制和/或诊断过程。对于UI处理器1090,发生器200的操作状态可指示例如用户界面的哪些元素(例如,显示屏、声音)呈现给用户。相应的DSP处理器1074和UI处理器1090可独立地保持发生器200的当前操作状态并识别和评估当前操作状态的可能转变。DSP处理器1074可用作此关系中的主体并确定何时会发生操作状态间的转变。UI处理器1090可注意到操作状态间的有效转变并可证实特定的转变是否适当。例如,当DSP处理器1074命令UI处理器1090转变至特定状态时,UI处理器1090可证实所要求的转变是有效的。如果UI处理器1090确定所要求的状态间转变是无效的,则UI处理器1090可使发生器200进入无效模式。

[0094] 非隔离台1054还可包括控制器1096用于监视输入装置112(例如,用于接通和断开发生器200的电容触摸传感器、电容触摸屏)。在某些形式中,控制器1096可包括至少一个处理器和/或与UI处理器1090通信的其它控制装置。在一种形式中,例如,控制器1096可包括处理器(例如,可从Atmel购得的Mega168 8位控制器),所述处理器被构造成能够监视通过一个或多个电容触摸传感器提供的用户输入。在一种形式中,控制器1096可包括触摸屏控制器(例如可从Atmel购得的QT5480触摸屏控制器),以控制和管理从电容触摸屏对触摸数据的采集。

[0095] 在某些形式中,当发生器200处于“功率关”状态时,控制器1096可继续接收操作功率(例如,经由来自发生器200的功率源的线,诸如以下所述的功率源2011)。以此方式,控制器1096可继续监视输入装置112(例如,位于发生器200的前面板上的电容触摸传感器)用于接通和断开发生器200。当发生器200处于功率关状态时,如果检测到用户“接通/断开”输入装置112的启动,则控制器1096可唤醒电源(例如,启用电源2011的一个或多个DC/DC电压转换器2013的操作)。控制器1096可因此开始使发生器200转变至“功率开”状态的序列。相反,当发生器200处于功率开状态时,如果检测到“接通/断开”输入装置112的启动,则控制器1096可开始使发生器200转变至功率关状态的序列。在某些形式中,例如控制器1096可向处理器1090报告“接通/断开”输入装置112的启动,该处理器又会实施所需的过程序列以使发生器200转变至功率关状态。在此类形式中,控制器1096可能不具有在建立起功率开状态之后从发生器200去除功率的独立能力。

[0096] 在某些形式中,控制器1096可使发生器200提供听觉或其他感观反馈,以警示用户功率开或功率关序列已开始。可在功率开或功率关序列开始时以及在与序列相关联的其它过程开始之前提供此类警示。

[0097] 在某些形式中,隔离台1052可包括器械接口电路1098,以例如在外科器械的控制电路(例如,包括手持件开关的控制电路)与非隔离台1054的部件(例如,可编程逻辑装置1066、DSP处理器1074和/或UI处理器1090)之间提供通信接口。器械接口电路1098可通过通信连接装置(诸如(例如)基于红外(IR)的通信连接装置)与非隔离台1054的部件交换信息,所述通信连接装置在台1052、1054之间保持合适程度的电隔离。例如,可使用由隔绝变压器

提供功率的低跌落电压调节器为器械接口电路1098提供功率,所述隔绝变压器从非隔离台1054被驱动。

[0098] 在一种形式中,器械接口电路1098可包括与信号调节电路2002通信的逻辑装置2000(例如,逻辑电路、可编程逻辑电路、PGA、FPGA、PLD)。信号调节电路2002可被构造成能够从逻辑电路2000接收周期性信号(例如,2kHz方波),以生成具有相同频率的双极性询问信号。例如,可使用由差分放大器馈送的双极性电流源生成询问信号。询问信号可被发送到外科器械控制电路(例如,通过使用将发生器200连接到外科器械的缆线中的导体对)并被监视,以确定控制电路的状态或配置。控制电路可包括多个开关、电阻器和/或二极管,以修改询问信号的一个或多个特性(例如,振幅、整流),使得可基于所述一个或多个特性唯一地辨别控制电路的状态或配置。在一种形式中,例如信号调节电路2002可包括ADC用于产生由于询问信号通过控制电路而出现在控制电路输入中的电压信号的样本。随后,逻辑装置2000(或非隔离台1054的部件)可基于ADC样本来确定控制电路的状态或配置。

[0099] 在一种形式中,器械接口电路1098可包括第一数据电路接口2004,以实现逻辑电路2000(或器械接口电路1098的其他元件)与设置于外科器械中的或换句话说讲与外科器械相联的第一数据电路之间的信息交换。在某些形式中,例如第一数据电路2006(图2)可设置在整体地附接到外科器械手持件的缆线中,或设置在用于使特定的外科器械类型或模型与发生器200交接的适配器中。数据电路2006可以任何合适的方式实施且可根据包括例如本文参照电路2006的任何合适的协议与发生器通信。在某些形式中,第一数据电路可包括非易失性存储装置,例如电可擦除的可编程的只读存储器(EEPROM)装置。在某些形式中并且再次参见图5,第一数据电路接口2004可与逻辑装置2000分开地实施并包括合适的电路(例如,分立逻辑装置、处理器),以实现可编程逻辑装置2000与第一数据电路之间的通信。在其它形式中,第一数据电路接口2004可与逻辑装置2000形成一体。

[0100] 在某些形式中,第一数据电路2006可存储与相关联的特定外科器械相关的信息。此类信息可包括例如型号、序列号、其中已使用外科器械的多个操作、和/或任何其它类型的信息。此信息可被器械接口电路1098(例如,通过逻辑装置2000)读取、被传输到非隔离台1054的部件(例如,逻辑装置1066、DSP处理器1074和/或UI处理器1090),以通过输出装置110呈现给用户和/或控制发生器200的功能或操作。另外,任何类型的信息均可通过第一数据电路接口2004(例如,使用逻辑装置2000)被发送到第一数据电路2006以存储于其中。此类信息例如可包括其中使用外科器械的操作的更新数目和/或其使用的日期和/或时间。

[0101] 如先前所述,外科器械可从手持件拆卸(例如,器械108可从手持件109拆卸)以促进器械可互换性和/或可处置性。在此类情形中,常规发生器的识别所使用特定器械构型和相应地优化控制和诊断过程的能力可受限。然而,从兼容性角度来看,通过对外科器械添加可读数据电路来解决此问题是有问题的。例如,设计外科器械来保持与缺少必备数据读取功能的发生器的向后兼容可能由于例如不同的信号方案、设计复杂性和成本而不切实际。本文所述器械的形式通过使用数据电路来解决这些问题,该数据电路可经济地实施于现有外科器械中并具有最小的设计变化,以保持外科器械与电流发生器平台的兼容性。

[0102] 另外,发生器200的形式可实现与基于器械的数据电路的通信。例如,发生器200可被构造成能够与包含在外科器械的器械(例如,器械108)中的第二数据电路2007进行通信(图2)。在一些形式中,第二数据电路2007可以类似于本文所述的数据电路6006的方式实

施。器械接口电路1098可包括用于实现此种通信的第二数据电路接口2010。在一种形式中，第二数据电路接口2010可包括三态数字接口，然而也可使用其它接口。在某些形式中，第二数据电路通常可为用于传输和/或接收数据的任何电路。在一种形式中，例如第二数据电路可存储与相关联的特定外科器械相关的信息。此类信息可包括例如型号、序列号、其中已使用外科器械的多个操作、和/或任何其它类型的信息。在一些形式中，第二数据电路2007可存储关于相关联的换能器120、端部执行器125或超声驱动系统的电性能和/或超声性能的信息。例如，第一数据电路2006可指示老化频率斜率，如本文所述。除此之外或另选地，任何类型的信息均可通过第二数据电路接口2010（例如，使用逻辑装置2000）被发送到第二数据电路以存储于其中。此类信息例如可包括其中使用外科器械的操作的更新数目和/或其使用的日期和/或时间。在某些形式中，第二数据电路可传输由一个或多个传感器（例如，基于器械的温度传感器）采集的数据。在某些形式中，第二数据电路可从发生器200接收数据并基于接收的数据向用户提供指示（例如，LED指示或其他可视指示）。

[0103] 在某些形式中，第二数据电路和第二数据电路接口2010可被构造成能够使得可实现逻辑装置2000与第二数据电路之间的通信而无需提供用于此目的的附加导体（例如，用于将手持件连接到发生器200的缆线的专用导体）。在一种形式中，例如可使用实施于现有缆线（诸如，用于将询问信号从信号调节电路2002传输至手持件中的控制电路的导体中的一个）上的单总线通信方案而使信息以通信方式到达和离开第二数据电路。这样，可最小化或减少原本可能必要的外科器械的设计变化或修改。此外，因为在共用物理通道上实施的不同类型的通信可为频带分离的，所以第二数据电路的存在对于不具有必备数据读取功能的发生器而言可为“隐形的”，因此能够实现外科器械的向后兼容性。

[0104] 在某些形式中，隔离台1052可包括至少一个阻挡电容器2096-1，所述至少一个阻挡电容器2096-1连接到驱动信号输出件1060b以防止DC电流流向患者。例如，可要求信号阻挡电容器符合医疗规则或标准。尽管相对而言单电容器设计中很少出现错误，然而此类错误可造成不良后果。在一种形式中，可设置有与阻挡电容器2096-1串联的第二阻挡电容器2096-2，其中例如通过ADC 2098来监视从阻挡电容器2096-1与2096-2之间的点发生的电流泄漏，以对泄漏电流所感应的电压进行采样。这些样本例如可由逻辑电路2000接收。基于泄漏电流的变化（如图5的形式中的电压样本所指示），发生器200可确定阻挡电容器2096-1、2096-2中的至少一个何时出现故障。因此，图5的形式相对于具有单个故障点的单个电容器设计具有优势。

[0105] 在某些形式中，非隔离台1054可包括电源2011用于在适当的电压和电流下输出DC功率。电源可包括例如400W的电源用于输出48VDC的系统电压。电源2011还可包括一个或多个DC/DC电压转换器2013，所述一个或多个DC/DC电压转换器用于接收电源的输出以在发生器200的各种部件所需的电压和电流下产生DC输出。如以上结合控制器1096所述，当控制器1096检测到用户“接通/断开”输入装置112的启动以启用DC/DC电压转换器2013的操作或唤醒DC/DC电压转换器时，DC/DC电压转换器2013中的一个或多个可从控制器1096接收输入。

[0106] 根据对外科系统1000（图1）的各种形式的操作细节的描述，可通常就采用包括输入装置112和发生器100的外科器械来切割和凝固组织的过程来进一步描述上述外科系统1000的操作。尽管结合操作细节描述了具体过程，但应当理解，所述过程仅提供如何通过外科系统10实施本文所述的一般功能性的示例。此外，除非另外指明，否则给定的过程不一定

按照本文所呈现的次序执行。如先前所讨论,可采用输入装置112对外科器械104,106,108的输出(例如,阻抗、电流、电压、频率)进行编程(图1)。

[0107] 图6示出了发生器300的驱动系统32的一种形式,该发生器是发生器100(图1至图3)的一种形式。发生器300被构造成能够提供用于驱动超声换能器(例如,超声换能器120(图1至图3))的超声电信号,也称为驱动信号。发生器300与发生器100,200(图1至图3和图5)类似并且可与它们互换。驱动系统32是柔性的并且可生成处于期望频率和功率水平设定的超声电驱动信号416,以驱动超声换能器50。在各种形式中,发生器300可包括若干独立的功能性元件,诸如模块和/或块。尽管可通过举例描述某些模块和/或区块,但可理解,可使用更多或更少数目的模块和/或区块,并仍落在所述形式的范围内。此外,尽管各种形式可按照模块和/或块的形式描述以有利于说明,然而这些模块和/或块可通过一个或多个硬件部件和/或软件部件和/或硬件部件和软件部件的组合加以实施,所述硬件部件为例如处理器、数字信号处理器(DSP)、可编程逻辑装置(PLD)、专用集成电路(ASIC)、电路、寄存器,所述软件部件为例如程序、子程序、逻辑。

[0108] 在一种形式中,发生器300的驱动系统32可包括以固件、软件、硬件或它们的任意组合实现的一个或多个嵌入式应用程序。发生器300驱动系统32可包括各种可执行模块,例如软件、程序、数据、驱动器、应用程序接口(API)等。固件可存储在非易失性存储器(NVM)(诸如位屏蔽只读存储器(ROM)或闪速存储器)中。在各种具体实施中,将固件存储在ROM中可保护闪存存储器。NVM可包括其它类型的存储器,包括例如可编程ROM(PROM)、可擦除可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)或电池支持的随机存取存储器(RAM)(诸如动态RAM(DRAM)、双数据率DRAM(DDR)和/或同步DRAM(SDRAM))。

[0109] 在一种形式中,发生器300驱动系统32包括实施为处理器401的硬件部件,所述处理器用于执行监视超声外科器械104(图1)的各种可测量特性的程序指令并且产生用于驱动切割和/或凝固操作模式下的超声换能器的阶跃函数输出信号。本领域的技术人员应当理解,发生器300和驱动系统32可包括更多或更少的部件,并且为了简明和清楚起见,本文仅描述了简化版本的发生器300和驱动系统32。在各种形式中,如在前所述,硬件部件可作为DSP、PLD、ASIC、电路和/或寄存器实施。在一种形式中,处理器401可被构造成能够用于存储和执行计算机软件程序指令,以产生用于驱动超声外科器械104的各种部件(诸如换能器、端部执行器和/或刀)的阶跃函数输出信号。

[0110] 在一种形式中,在一个或多个软件程序调度程序的控制下,处理器401执行根据所述形式的方法以产生阶跃函数,所述阶跃函数由包括电流(I)、电压(V)和/或针对各种时间间隔或周期(T)的频率(f)的驱动信号的分段波形形成。驱动信号的分段波形可通过形成多个时间间隔的常值函数的分段线性组合而产生,所述常值函数通过发生器30驱动信号例如输出电流(I)、电压(V)和/或频率(f)的阶跃来产生。时间间隔或周期(T)可为预定的(例如,固定的和/或通过用户编程的)或者可为可变的。可变时间间隔可通过以下方法限定:将驱动信号设定为第一值,以及在监视的特性中检测到变化之前,将驱动信号保持为该值。所监视特性的示例可包括例如换能器阻抗、组织阻抗、组织加热、组织横切、组织凝固等等。发生器300所生成的超声驱动信号包括但不限于能够以各种振动模式激发超声换能器50的超声驱动信号,所述振动模式例如为主要纵向模式及其谐波以及弯曲和扭转振动模式。

[0111] 在一种形式中,可执行模块包括存储在存储器中的一个或多个算法402,当执行这

些算法时,使处理器401产生由包括电流(I)、电压(V)和/或针对各种时间间隔或周期(T)的频率(f)的驱动信号的分段波形形成的阶跃函数。驱动信号的分段波形可通过形成两个或更多个时间间隔的常值函数的分段线性组合而产生,所述常值函数通过发生器300的输出驱动电流(I)、电压(V)、和/或频率(f)的阶跃来产生。根据所述一个或多个算法402,可针对时间的预定固定时间间隔或周期(T)或时间的可变时间间隔或周期产生驱动信号。在处理器401的控制下,发生器100针对预定周期(T)或在预定条件被检测到之前以特定分辨率向上或向下阶跃(例如,递增或递减)电流(I)、电压(V)和/或频率(f),该预定条件例如为所监视特性(例如,换能器阻抗、组织阻抗)的改变。在编程的递增或递减中,所述阶跃可变化。如果需要其他阶跃,则发生器300可适应性地基于测量到的系统特性增加或减少阶跃。

[0112] 在操作中,用户可利用位于发生器300的控制台的前面板上的输入装置406对发生器300的操作进行编程。输入装置406可包括产生信号408的任何合适装置,所述信号可被施加到处理器401以控制发生器300的操作。在各种形式中,输入装置406包括钮、开关、指轮、键盘、小键盘、触摸屏监视器、指点装置,所述输入装置远程连接到通用或专用计算机。在其它形式中,输入装置406可包括合适的用户界面。因此,通过输入装置406,用户可设定或编程电流(I)、电压(V)、频率(f)和/或周期(T)用于对发生器300的阶跃函数输出进行编程。随后处理器401通过将在线信号410发送到输出指示器412来显示选定的功率水平。

[0113] 在各种形式中,输出指示器412可为外科医生提供视觉、听觉和/或触觉反馈,以指示外科规程的状态,诸如(例如)基于测量的超声外科器械104的特性(例如换能器阻抗、组织阻抗)或随后描述的其他测量来确定组织切割和凝固何时完成。以举例而非限制的方式,视觉反馈包括任何类型的视觉指示装置,其包括白炽灯或发光二极管(LED)、图形用户界面、显示器、模拟指示器、数字指示器、柱状图显示器、数字字母显示器。以举例而非限制的方式,听觉反馈包括任何类型的蜂鸣器、计算机产生的音调、经计算机处理的语言、通过语音/语言平台与计算机进行交互的语音用户界面(VUI)。以举例而非限制的方式,触觉反馈包括通过器械外壳柄部组件提供的任何类型的振动反馈。

[0114] 在一种形式中,处理器401可被构造成能够或被编程用于生成数字电流信号414和数字频率信号418。将这些数字信号414,418施加于数字合成电路诸如直接数字合成器(DDS)电路420(例如,参看图13、图14)以调节到换能器的电流输出信号416的幅值和频率(f)。DDS电路420的输出被施加到放大器422,所述放大器的输出被施加到变压器424。变压器424的输出为施加到超声换能器的信号416,所述超声换能器通过波导联接到刀。DDS电路420的输出可存储在包括易失性(RAM)和非易失性(ROM)存储器电路的一个或多个存储器电路。

[0115] 在一种形式中,发生器300包括一个或多个测量模块或部件,所述一个或多个测量模块或部件可被构造成能够监视超声器械104(图1、图2)或组合电外科/超声器械108(图1至图3)的可测量特性。在所示形式中,可采用处理器401来监视和计算系统特性。如图所示,处理器401通过监视供应到换能器50的电流和施加到换能器的电压来测量换能器的阻抗Z。在一种形式中,采用电流感测电路426来感测流动通过换能器的电流,并且采用电压感测电路428来感测施加到换能器50的输出电压。这些信号可通过模拟多路复用器430电路或开关电路结构被施加到模数转换器432(ADC)。模拟多路复用器430将合适的模拟信号沿特定路线发送到模数转换器432用于转换。在其它形式中,可采用多个模数转换器432来替代多路

复用器430电路用于每一个测量的特性。处理器401接收ADC 432的数字输出433并且基于测得的电流和电压值计算换能器阻抗 $Z$ 。处理器401调节输出驱动信号416,使得所述驱动信号可产生期望的功率与负载的曲线关系。根据编程的算法402,处理器401可响应于换能器阻抗 $Z$ 以任何合适的增量或减量使驱动信号416(例如,电流或频率)阶跃。

[0116] 根据所描述的外科系统1000的各种形式的操作细节,可就采用包括输入装置112和参照图6描述的换能器阻抗测量能力的外科器械来切割和凝固血管的过程来进一步描述上述外科系统1000的操作。尽管结合操作细节描述了具体过程,但应当理解,该过程仅提供如何通过外科系统1000实施本文所述的一般功能性的示例。此外,除非另外指明,否则给定的过程不一定按照本文所呈现的次序执行。

[0117] 图7示出了发生器400的驱动系统320的一个方面,该发生器是发生器100(图1至图3)的一种形式。发生器400包括组织阻抗模块502。驱动系统320被构造成能够产生超声驱动信号416,以驱动超声换能器50。在一个方面,组织阻抗模块502可被构造成能够测量抓持在刀79和夹持臂组件451之间的组织的阻抗 $Z_t$ 。组织阻抗模块502包括RF振荡器506、电压感测电路508和电流感测电路510。电压和电流感测电路508,510响应施加到刀79电极上的RF电压 $V_{rf}$ 和流过刀79电极、组织和夹持臂组件451的导电部分的RF电流 $i_{rf}$ 。感测到的电压 $V_{rf}$ 和电流 $I_{rf}$ 经由模拟多路复用器430通过ADC 432转变为数字形式。处理器401接收ADC 432的数字化输出433,并通过计算通过电压感测电路508和电流感测电路510测量到的RF电压 $V_{rf}$ 与电流 $I_{rf}$ 的比率来确定组织阻抗 $Z_t$ 。在一个方面,能够通过感测组织阻抗 $Z_t$ 来检测肌肉内层和组织的横切。因此,组织阻抗 $Z_t$ 的检测与自动化处理可以是一体式的,所述自动化处理用于在横切组织之前将肌肉内层与外膜外层分离,而不引起通常在共振时引起的显著的发热量。

[0118] 在一种形式中,施加到刀79电极的RF电压 $V_{rf}$ 和流过刀79电极、组织和夹持臂组件451的导电部分的RF电流 $I_{rf}$ 适用于脉管密封和/或解剖。因此,发生器400的RF功率输出可被选择用于非治疗功能诸如组织阻抗测量以及治疗功能诸如脉管密封和/或解剖。应当理解,在本公开的上下文中,超声和RF电外科能量可由发生器单独地或同时提供。

[0119] 在各种形式中,通过如图6和图7所示的输出指示器412提供反馈。输出指示器412在以下应用中特别有用:其中被端部执行器操纵的组织脱离用户的视野并且用户不能看见组织中何时发生状态变化。输出指示器412将已发生的组织状态变化发送给用户。如此前所论,输出指示器412可被被构造成能够向用户提供各种类型的反馈,包括但不限于视觉、听觉和/或触觉反馈,以向用户(例如外科医生、临床医生)指示组织已发生组织的状态或条件变化。以举例而非限制的方式,如此前所述,视觉反馈包括任何类型的视觉指示装置,包括白炽灯或LED、图形用户界面、显示器、模拟指示器、数字指示器、柱状图显示器、数字字母显示器。以举例而非限制的方式,听觉反馈包括任何类型的蜂鸣器、计算机产生的音调、经计算机处理的语言、通过语音/语言平台与计算机进行交互的VUI。以举例而非限制的方式,触觉反馈包括通过器械外壳柄部组件提供的任何类型的振动反馈。组织状态的变化可基于此前所述的换能器和组织阻抗测量,或者基于电压、电流和频率测量来确定。

[0120] 在一种形式中,包括计算机可读指令的各种可执行模块(例如,算法)可由发生器300,400(图6、图7)的处理器401(图6、图7)部分来执行。在各种形式中,相对于算法描述的操作可被实施为一个或多个软件部件,例如,程序、子程序、逻辑;一个或多个硬件部件,例

如,处理器、DSP、PLD、ASIC、电路、寄存器;和/或软件与硬件的组合。在一种形式中,用以执行算法的可执行指令可存储在存储器中。当被执行时,指令导致处理器401确定组织状态的变化并且通过输出指示器412将反馈提供给用户。根据这种可执行指令,处理器401监视并评估可从发生器400获得的电压、电流和/或频率信号样本,并根据对这些信号样本的评估来确定组织状态是否已发生变化。如以下的进一步描述,组织状态的变化可基于超声器械的类型和激发所述器械的功率水平来确定。响应所述反馈,可通过用户控制或可自动或半自动地控制超声外科器械104的操作模式。

[0121] 图8示出了发生器500的一个示例,该发生器是发生器100(图1至图3)的一种形式。发生器500被构造成能够向外科器械递送多个能量模态。发生器500包括图5至图7所示发生器200,300,400的功能。发生器500提供射频和超声信号以将能量递送到外科器械。射频和超声信号可单独或组合提供,并且可同时提供。如上所述,至少一个发生器输出可通过单个端口递送多种能量模态(例如,超声、双极或单极RF、不可逆和/或可逆电穿孔和/或微波能量等),并且这些信号可分开或同时被递送到端部执行器以处理组织。发生器500包括联接到波形发生器504的处理器502。处理器502和波形发生器504被构造成能够基于存储在联接到处理器502的存储器中的信息来生成各种信号波形,为了本公开清楚起见而未示出。与波形相关联的数字信息被提供给波形发生器504,该波形发生器包括一个或多个数模(DAC)转换器以将数字输入转换成模拟输出。模拟输出被馈送到放大器1106用于信号调节和放大。放大器506的经调节和放大的输出端联接到功率变压器508。信号通过功率变压器508联接到患者隔离侧的次级侧。第一能量模态的第一信号被提供给被标记为ENERGY1和RETURN的端子之间的外科器械。第二能量模态的第二信号联接到电容器510两端并被提供给被标记为ENERGY2和RETURN的端子之间的外科器械。应当理解,可输出超过两种能量模态,并且因此下标“n”可被用来指定可提供多至n个ENERGYn端子,其中n是大于1的正整数。还应当理解,在不脱离本公开的范围的情况下,可提供多至“n”个返回路径RETURNn。

[0122] 第一电压感测电路512联接在被标记为ENERGY1的端子和RETURN路径两端,以测量其间的输出电压。第二电压感测电路524联接到被标记为ENERGY2和RETURN路径的端子的两端,以测量其间的输出电压。如图所示,电流感测电路514与功率变压器508的次级侧的RETURN支路串联设置,以测量任一能量模态的输出电流。如果为每种能量模态提供不同的返回路径,则应在每个返回支路中提供单独的电流感测电路。第一电压感测电路和第二电压感测电路512,524的输出被提供给相应的隔离变压器516,522,并且电流感测电路514的输出被提供给另一隔离变压器518。功率变压器508(非患者隔离侧)的初级侧上的隔离变压器516,518,522的输出被提供给一个或多个模数转换器526(ADC)。ADC 526的数字化输出被提供给处理器502用于进一步处理和计算。可采用输出电压和输出电流反馈信息来调整提供给外科器械的输出电压和电流,并且计算输出阻抗等参数。处理器502和患者隔离电路之间的输入/输出通信通过接口电路520提供。传感器也可通过接口520与处理器502电连通。

[0123] 在一个方面,阻抗可由处理器502通过将联接在被标记为ENERGY1/RETURN的端子两端的第一电压感测电路512的输出或联接在被标记为ENERGY2/RETURN的端子两端的第二电压感测电路524的输出除以与功率变压器508的次级侧的RETURN支路串联设置的电流感测电路514的输出来确定。第一电压感测电路和第二电压感测电路512,524的输出被提供给单独的隔离变压器516,522,并且电流感测电路514的输出被提供给另一隔离变压器516。来

自ADC 526的数字化电压和电流感测测量被提供给处理器502用于计算阻抗。例如,第一能量模态ENERGY1可以是超声能量,并且第二能量模态ENERGY2可以是RF能量。然而,除了超声和双极或单极RF能量模态之外,其他能量模态还包括不可逆和/或可逆电穿孔和/或微波能量等。而且,虽然图8所示的示例示出了可为两种或更多种能量模态提供单个返回路径RETURN,但在其他方面,可为每种能量模态ENERGYn提供多个返回路径RETURNn。因此,如本文所述,超声换能器阻抗可通过将第一电压感测电路512的输出除以电流感测电路514的输出来测量,并且组织阻抗可通过将第二电压感测电路524的输出除以电流感测电路514的输出来测量。

[0124] 如图8所示,包括至少一个输出端口的发生器500可包括具有单个输出端和具有多个分接头的功率变压器508,以例如根据正在执行的组织处理类型向端部执行器提供一种或多种能量模态(例如,超声、双极或单极RF、不可逆和/或可逆电穿孔和/或微波能量等)的形式的功率。例如,发生器500可通过以下方式递送能量:采用较高的电压和较低的电流以驱动超声换能器,采用较低的电压和较高的电流以驱动RF电极用于密封组织,或者使用单极或双极RF电外科电极采用凝固波形进行点凝固。来自发生器500的输出波形可被操纵、切换或过滤,以向外科器械的端部执行器提供频率。超声换能器与发生器500输出端的连接将优选地位于被标记为ENERGY1和RETURN的输出端之间,如图8所示。在一个示例中,RF双极电极与发生器500输出端的连接将优选地位于被标记为ENERGY2和RETURN的输出端之间。在单极输出的情况下,优选的连接将是ENERGY2输出端的有源电极(例如,铅笔或其他探头)以及连接至RETURN输出端的合适的返回垫。

[0125] 在其他方面,结合图1至图3和图5至图8所述的发生器100,200,300,400,500、超声发生器驱动电路114和/或如结合图3所述的电外科/RF驱动电路116可以与结合图1和图2所述的外科器械104,106,108中的任一者整体地形成。因此,结合发生器100,200,300,400,500中的任一者所述的处理器、数字信号处理器、电路、控制器、逻辑装置、ADC、DAC、放大器、转换器、变压器、信号调节器、数据接口电路、电流和电压感测电路、直接数字合成电路、多路复用器(模拟或数字)、波形发生器、RF发生器、存储器等中的任何一个可位于外科器械104,106,108内,或者可从外科器械104,106,108远程定位并且经由有线和/或无线电连接件联接到外科器械。

[0126] 图9示出了允许在发生器9001上具有两个端口并且考虑到两个外科器械9007,9008之间的电隔离的电外科系统9000的图。在两个器械9007,9008定位在同一患者隔离电路上时,针对它们之间的电隔离,提供了一种方案。根据图9所示的构型,通过电外科系统9000防止非预期的电功率反馈。在各种方面,对于每个外科器械9007,9008,使用功率FET或继电器来电隔离所有功率线。根据一个方面,通过一线通信协议来控制功率FET或继电器。

[0127] 如图9所示,发生器9001(其为发生器100(图1至图3)的一种形式)联接到功率切换机构9003和通信系统9005。在一个方面,功率切换机构9003包括诸如MOSFET的功率FET和/或诸如机电继电器的继电器。在一个方面,通信系统9005包括用于D1仿真功能、FPGA扩展功能和分段时间功能的部件。功率切换机构9003联接到通信系统9005。功率切换机构9003和通信系统9005中的每一个都联接到外科器械9007,9009(标记为装置1和装置2)。外科器械9007,9009中的每一个都包括用于组合式RF和超声能量输入9011、HSW单线协议接口9013、HP单线协议接口9015和存在性电阻器接口9017的部件。对于外科器械9007,9008中的每一

个,功率切换机构9003联接到RF和超声能量输入端9011。对于外科器械9007,9008中的每一个,通信系统9005联接到HSW单线接口9013,9014、HP单线接口9015,9016和存在性接口9017,9018。虽然在图9中示出了两个外科器械,但根据各个方面可以有多于两个装置。

[0128] 图10至图12示出了用于与发生器交互以同时支持两个器械,这允许这些器械由用户在无菌场所在有源/无源之间快速切换的各方面。图10至图12描述了将允许超级电容/电池充电器和双重外科器械的多个通信方案。图10至图12的这些方面允许利用至少一个通信端口从发生器到外科场所中的两个外科器械进行通信,并且允许操作者来无菌场所中在例如装置之间切换,而无需修改外科器械。

[0129] 图10为系统1001的通信架构的图,该系统包括发生器1003(其为发生器100(图1至图3)的一种形式)和外科器械9007,9008(其在图9中示出)。根据图10,发生器9001被构造成能够向多个外科器械递送多个能量模态。如本文所讨论,各种能量模态包括但不限于超声、双极或单极RF、不可逆和/或可逆电穿孔和/或微波能量模态。发生器9001包括组合式能量模态功率输出端1005、通信接口1007和存在性接口1049。根据图10的方面,通信接口1007包括手动开关(HSW)串行接口1011和手持件(HP)串行接口1013。串行接口1011,1013可包括I<sup>2</sup>C、半双工SPI和/或通用异步收发两用机(UART)部件和/或功能。发生器1003向适配器1015(例如,直通充电器(PTC))提供组合的能量模态功率输出1005。适配器1015包括储能电路1071、控制电路1019、独特的存在性元件1021和下文所讨论的相关电路。在一个方面,存在性元件1021为电阻器。在另一方面,存在性元件1021可以为条形码、快速响应(QR)码或类似代码,或者存储在存储器中的值(诸如,例如,存储在NVM中的值)。存在性元件1021可以是适配器1015所特有的,使得在另一适配器未使用相同线的情况下,接口不能与独特的存在性元件1021一起使用。在一个方面,独特的存在性元件1021为电阻器。储能电路1071包括切换机构1023、储能装置1025、存储控件1027、存储监视部件1029和装置功率监视部件1031。例如,控制电路1019可包括处理器、FPGA、PLD、CPLD、微控制器、DSP和/或ASIC。根据图10所示的方面,FPGA或微控制器将充当现有的类似的计算硬件的扩展,并允许信息从一个实体转发到另一实体。

[0130] 切换机构1023被构造成能够从发生器1003接收组合的能量功率输出1005,并且可将该组合的能量功率输出提供到储能装置1025、外科器械9007和/或外科器械9008。装置功率监视部件1031联接到储能装置1025、外科器械9007、外科器械9008的通道,并且可以监视功率在哪里流动。控制电路1019包括联接到发生器1003的手动开关串行接口1011和手持件串行接口1013的通信接口1033。控制电路1019还联接到储能电路1071的存储控件1027、存储监视部件1029和装置功率监视部件1031。

[0131] 控制电路1019还包括联接到手动开关(HSW)#1电路1037和手动开关(HSW)#2电路1038(电路包括生成和ADC)和某种形式的存储器(非易失性或闪存)1039的串行主接口1035,以及用于检测所附接的器械(存在性)#1电路1041和存在性#2电路1042的存在性的方法,其包括电压或电流源和ADC。串行主接口1035还包括手动开关NVM旁路通道,这些手动开关NVM旁路通道将串行主接口1035分别联接到手动开关#1电路1037和手动开关#2电路1038的输出端。手动开关#1电路1037和手动开关#2电路1038分别联接到外科器械9007,9008的手动开关串行接口9013,9014。串行主接口1035还包括手持件串行通道,这些手持件串行通道分别联接到外科器械9007,9008的手持件串行接口9015,9016。另外,存在性#1和存在性#

2电路1041,1042分别联接到外科器械9007,9008的存在性接口9017,9018。

[0132] 系统1001允许控制电路1019 (诸如FPGA) 使用适配器1015 (其充当扩展适配器装置) 来与多个外科器械进行通信。根据各个方面,适配器1015扩展发生器1003控件的输入/输出(I/O)能力。适配器1015可以用作中央处理单元的扩展,这允许通过总线在适配器1015与发生器1003之间传输命令并且将这些命令拆包并使用它们来通过接口进行位冲或控制所连接的模拟电路。适配器1015还允许从连接的外科器械9007,9008读取ADC值并将该信息转发到发生器控件,该发生器控件随后控制这两个外科器械9007,9008。根据各个方面,发生器1003可将外科器械9007,9008作为两个单独的状态机进行控制并且可存储数据。

[0133] 与通用串行总线(USB)集线器的拓扑类似,可在使得发生器1003控件能够与连接到双端口接口的多个外科器械进行通信的二线通信协议中使用现有的接口(来自发生器1003的手动开关串行接口1011和手持件串行接口1013线)。这允许同时与两个单独的外科器械交互。系统1001能够生成并读取手动开关波形,并且能够处理传入的手持件串行总线。该系统还将监视外科器械9007,9008中的两个单独的存在性元件。在一个方面,系统1001可包括独特的存在性元件并且可具有它自己的NVM。

[0134] 另外,根据各个方面,可由发生器1003控制控制电路1019。可将适配器1015与所连接的外科器械9007,9008之间的通信转发到发生器控件。发生器1003将控制连接到适配器1015的波形生成电路,以同时针对外科器械9007,9008生成手动开关信号。

[0135] 系统1001可允许甚至在启动期间,同时检测到/监视两个外科器械的外科器械活动。如果可升级,则适配器1015将能够处理新的外科器械通信协议。另外,可实现外科器械之间的快速切换。

[0136] 图11示出了由发生器1103 (其为发生器100 (图1至图3)的一种形式) 和图9所示的外科器械9007,9008构成的系统1101的通信架构。根据图11,发生器1103被构造成能够向多个外科器械递送多个能量模态。如本文所讨论,各种能量模态包括但不限于超声、双极或单极RF、不可逆和/或可逆电穿孔和/或微波能量模态。如图11所示,发生器1103包括组合式能量模态功率输出端1105、手动开关(HSW) 串行接口1111、手持件(HP) 串行接口1113和存在性接口1109。发生器1103向适配器1115提供功率输出端1105。根据图11所示的方面,适配器1115与发生器1103之间的通信可仅通过串行接口诸如手动开关串行接口1111和手持件串行接口1113来完成。发生器1103可使用这些手动开关串行接口1111和手持件串行接口1113来控制发生器1103与哪个器械进行通信。另外,器械之间的切换可在手动开关框架之间发生或以较慢的速率发生。

[0137] 适配器1115包括储能电路1117、控制电路1119、适配器存储器1121 (例如,NVM诸如EEPROM)、串行可编程输入端/输出端(PIO) 集成电路1133、手动开关切换机构1135、手持件切换机构1137、存在性切换机构1139和一般适配器1141。在一个方面,串行PIO集成电路1133可以为可寻址开关。储能电路1117包括切换机构1123、储能装置1125、存储控制部件1127、存储监视部件1129和装置功率监视部件1131。例如,控制电路1119可包括处理器、FPGA、CPLD、PLD、微控制器、DSP和/或ASIC。根据图11的方面,FPGA或微控制器可具有有限的功能,并且可能仅包括用于监视和传送储能器的功能。

[0138] 切换机构1123被构造成能够从发生器1103接收组合的能量功率输出1105,并且可将该组合的能量功率输出提供到储能装置1125、外科器械9007和/或外科器械9008。装置功

率监视部件1131联接到储能装置1125、外科器械9007、外科器械9008的通道,并且可以监视功率在哪里流动。

[0139] 控制电路1119联接到串行PIO集成电路1133并且串行PIO集成电路1133联接到发生器1103的手持件串行接口1113。控制电路1119可以从串行PIO集成电路1133接收有关充电器状态标记和切换控件的信息。另外,控制电路1119联接到手动开关切换机构1135、手持件切换机构1137和存在性切换机构1139。根据图11的方面,控制电路1119可联接到手动开关(HSW)切换机构1135和手持件切换机构1137以进行装置选择,并且控制电路1119可联接到存在性切换机构1139以进行存在性选择。

[0140] 手动开关切换机构1135、手持件切换机构1137和存在性切换机构1139分别联接到发生器1103的手动开关串行接口1111、手持件串行接口1113和存在性接口1109。另外,手动开关切换机构1135、手持件切换机构1137和存在性切换机构1139分别联接到外科器械9007,9008的手动开关串行接口9013,9014、手持件串行接口9015,9016和存在性接口9017,9018。另外,存在性切换机构1139联接到一般适配器1141。

[0141] 发生器1103在外科器械9007,9008的监视之间切换。根据各个方面,这种切换可能需要发生器1103控件追踪外科器械9007,9008并运行两个单独的状态机。控制电路1119将需要记住连接了哪些外科器械,使得它可在适当情况下向端口输出适当的波形。发生器1103可生成/监视手动开关信号,并且与诸如适配器存储器1121的串行NVM装置进行通信。发生器1103可在启动过程中保持与启动外科器械的持续通信。

[0142] 系统1101还允许具有一般适配器存在性元件。当首次插入或通电时,适配器1115将向发生器1103呈现该适配器电阻。然后,发生器1103可向适配器1115转发命令以在与连接到它的不同的外科器械9007,9008相对应的不同的存在性元件之间切换。因此,发生器1103能够使用它现有的存在性电阻电路。NVM存储器1121存在于适配器1115上,用于额外地识别适配器并提供一定的安全级别。此外,适配器1115具有串行I/O装置,即串行PIO集成电路1133。串行PIO集成电路1133在发生器1103与适配器1115之间提供通信链路。

[0143] 使用与手持件NVM的串行通信和与控制电路1119的UART式通信来通过手持件串行总线进行通信是可能的。根据一个方面,如果使用了SLOW串行通信(即,不驱使过度)并且使用了高速串行协议,则系统1101可能需要确保通信协议不会生成看起来像串行复位脉冲的信号。这将允许发生器1103到适配器1115具有更好的通信并且在外科器械9007,9008之间具有更快的切换时间。

[0144] 系统1101使用发生器通信协议和模拟电路并且允许发生器完成决策制定。这是一种使用了少量电路装置的简单高效的解决方案。

[0145] 图12示出了由发生器1203(其为发生器100(图1至图3)的一种形式)和图9所示的外科器械9007,9008构成的系统1201的通信架构。根据图12,发生器1205被构造成能够向多个外科器械递送多个能量模态。如本文所讨论,各种能量模态包括但不限于超声、双极或单极RF、不可逆和/或可逆电穿孔和/或微波能量模态。如图12所示,发生器1203包括组合式能量模态功率输出端1205、手动开关串行接口1211、手持件串行接口1213和存在性接口1209。在一个方面,手持件串行接口1213允许与外科器械9007,9008的手持件线进行通信,并且还允许控制适配器1215。发生器1203向适配器1215提供组合的能量模态功率输出1205。适配器1215包括储能电路1217、控制电路1219、串行PIO集成电路1233、手动开关(HSW)#1电路

1231、手动开关(HSW)#2电路1271、手持件切换机构1221、存在性切换机构1239、切换机构1235、器械功率监视件1237和独特的存在性元件1241。如图12所示,手动开关#1电路1231和手动开关#2电路1271可包括生成电路和ADC电路。在一个方面,手动开关#1电路1231和/或手动开关#2电路1271包括能够生成手动开关波形的生成电路。

[0146] 控制电路1219联接到发生器1203的手动开关串行接口1211,而串行PIO集成电路1233联接到手持件串行接口1213,如同手持件切换机构1221的情况一样。另外,控制电路1119联接到手动开关#1电路1231和手动开关#2电路1271。例如,控制电路1119可包括处理器、FPGA、CPLD、PLD、微控制器和/或ASIC。在图12所示的示例中,控制电路1219将两个装置调制至少一个数字波形,这使得发生器1203能够执行按钮监视和决策制定。控制电路1219也可允许与两个独立的外科器械进行通信,这可接收任一波形。串行PIO集成电路1233还联接到手持件切换机构1221、器械功率监视件1237和存在性切换机构1239。器械功率监视件1237和串行PIO集成电路1233可将结果和故障传送到发生器1203。

[0147] 切换机构1223被构造成能够从发生器1203接收组合的RF/超声功率输出1205,并且可将该组合的RF/超声功率输出提供到储能装置1225或切换机构1235。控制电路1219还联接到储能电路1217的存储控件1227和存储监视件1229。切换机构1235可将从切换机构1223接收的功率输出提供到外科器械9007和/或外科器械9008。器械功率监视件1237联接到用于将功率输出到外科器械9007和外科器械9008的通道。器械功率监视件1237还可确保切换机构1235正在输出功率以校正位置。

[0148] 手动开关#1电路1231和手动开关#2块1271分别联接到外科器械9007,9008的手动开关串行接口9013,9014。手持件切换机构1221分别联接到发生器1203的手持件串行接口1213和外科器械9007,9008的手持件串行接口9015,9016。另外,存在性切换机构1239分别联接到发生器1203的存在性接口1209和外科器械9007,9008的存在性接口9017,9018。另外,存在性切换机构联接到独特的存在性元件1241。在一个方面,可使用串行I/O或适配器微协议来根据需求切换不同的器械存在性元件。

[0149] 第一通信协议将用于与适配器1215上的控制电路1219进行通信。发生器1205还可具有立刻监视外科器械9007,9008的能力。适配器1215可包括用于提供手动开关信号生成(例如,在手动开关#1电路1231和手动开关#2电路1271中)的电路以及用于解释该数据的ADC。适配器1215可将两个外科器械信号调节成至少第一波形并且可具有读取第一波形和第二波形的能力。在各种方面,可解释第二波形并将其转换成第一波形的格式。另外,第一协议具有以615比特/秒发送12比特的能力。

[0150] 控制电路1219可从外科器械9007,9008中获得手动开关数据并将其调节到第一协议中。这可以通过多种方式进行,但这可能意味着外科器械9007,9008可包括第一协议功能。系统1201可在第一协议框架中传送来自外科器械9007的4至6个按钮和来自外科器械9008的4至6个按钮。另选地,系统1201可使用某种形式的寻址来访问外科器械9007,9008。控制电路1219可具有通过使发生器1203发送分离成两个不同地址空间(一个用于外科器械9007,一个用于外科器械9008)的控制电路1219不同地址来对单独的装置进行寻址的能力。

[0151] 手持件通信可涉及某种形式的开关,可经由串行I/O装置来控制该开关,或者可经由来自发生器1203的第一协议类型的通信接口来通过控制电路1219控制该开关。在一个方面,也可以这种方式处理储能监视件1229以及外科器械9007,9008之间的切换和充电状态。

可将某些第一协议地址从储能电路1225分配给数据以及分配给外科器械9007,9008自身。存在性元件也可以这种格式切换。另外,在一个方面,控制电路1219可将框架转换成单独的格式,这可能意味着控制电路1219可能需要根据外科器械9007,9008上的按钮是否有效来制定一些决策。然而,系统1201将允许发生器1203完全同时监视外科器械9007,9008:对发生器1203的手动开关串行接口1211上的新的通信协议进行时间分段或处理。系统1201使用发生器通信来甚至在启动期间同时检测两个外科器械的活动。

[0152] 根据本公开的一些方面,可使用各种输入来预测用户操作外科器械的意图,并且可根据用户的意图来递送RF和/或超声能量。

[0153] 图13为示出基于各种输入选择外科器械的动作的框图1300。外科器械可包括RF能量输出端和超声能量输出端。外科器械还可包括第一钳口和第二钳口,所述第一钳口和第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动。

[0154] 可接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入1310。例如,第一选项可为仅密封选项,第二选项可为密封和切割选项。用户选择可以作为按钮选择被接收。例如,按钮可以是位于外科器械的柄部处的开关或触发器。来自触发器孔径传感器的信号可经由外科器械中的ASIC(专用集成电路)被馈送到RF和/或超声信号的发生器。

[0155] 可接收指示第一钳口和第二钳口是处于闭合位置还是处于打开位置1320的第二输入1320。例如,外科器械中的钳口孔径传感器可用于感测打开或闭合位置,并且对应的信号可经由外科器械中的ASIC被馈送到RF和/或超声信号的发生器。

[0156] 可接收指示RF能量输出端处的电阻抗的第三输入1330。低电阻抗可指示短路状况,这可能是由缝合组织引起的。中等电阻抗可指示无钉组织的存在。高电阻抗可指示开路状况。

[0157] 至少部分地基于第一输入1310、第二输入1320和第三输入1330,可以从多个操作模式选择1340用于治疗组织的操作模式,其可包括第一模式和第二模式,在第一模式中RF能量输出端将RF能量施加到组织,在第二模式中超声能量输出端将超声能量施加到组织。多个操作模式还可包括第三模式,在第三模式中RF能量输出端将RF能量施加到组织并且超声能量输出端将超声能量施加到组织;以及第四模式,在第四模式中没有RF能量或超声能量被施加到组织。

[0158] 至少部分地基于第一输入、第二输入和第三输入,还可选择1350由RF能量输出端或超声能量输出端施加的能量水平。例如,可访问位于外科器械处的EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory,电可擦除的可编程的只读存储器)或发生器处的非易失性存储器,以加载波形表和其他RF和/或超声参数,例如电压、电流、功率和算法,以便以最佳方式执行期望的操作。

[0159] 根据本公开的一些方面,可在发生器处接收第一输入1310、第二输入1320和第三输入1330,以向外科器械提供RF能量和超声能量,并且在发生器处进行选择。

[0160] 图14为示出基于各种输入选择的外科器械的具体操作的逻辑图1400。具体地讲,逻辑图1400可通过如图1和2所示联接到发生器100的多功能外科器械108来执行,以完成各种用户意图1490。如本文所述,系统可包含在发生器100、插头或适配器和/或外科器械108或装置中。逻辑图1400所述的逻辑可由结合图5至图12所述的任一处理电路(例如,统称为“系统”的处理器、控制器、数字信号处理器、控制电路和/或逻辑装置)执行。

[0161] 相应地,现在参照图1、图2和图14所示,外科器械108包括模式选择按钮,以选择仅密封模式1414或密封和切割模式1418中的一者。当用户按下1410外科器械108上的模式选择按钮时,系统确定用户是打算采用仅密封模式1414还是打算采用密封和切割模式1418。首先将描述仅密封模式1414的用户选择。

[0162] 因此,在选择仅密封模式1414时,系统确定1416外科器械108的夹持臂146是处于打开位置还是处于闭合位置,然后测量夹持臂146与超声刀149之间的阻抗。当夹持臂146处于闭合位置1422时,夹持臂146中的电极与超声刀149之间的测量电阻抗1424低1438或指示短路,系统假设钳口125之间存在缝合组织并将低超声能量施加1440到位于夹持臂146与超声刀149之间的组织。因此,外科器械108完成了用户密封1442位于夹持臂146与超声刀149之间的缝合组织的意图。

[0163] 仍然参照仅密封模式1414序列,当夹持臂146处于闭合位置1422并且测量的电阻抗1424处于指示1444夹持臂146与超声刀149之间无钉组织的存在的范围内时,系统根据预先确定的仅密封算法施加1446RF能量。因此,外科器械108完成了用户密封位于夹持臂146与超声刀149之间的血管或组织束的意图1448。

[0164] 仍然参照仅密封模式1414,当选择仅密封模式1414并且夹持臂146处于打开1426位置,并且测量的电阻抗1428高1450或指示开路时,系统确定发生错误并且提供1454错误指示,但不递送RF或超声能量。因此,外科器械108完成了不识别任务的用户意图1454。

[0165] 仍然参照仅密封模式1414序列,当夹持臂146处于打开位置1426并且电阻抗1428为中等1456或指示位于夹持臂146与超声刀149之间的组织存在时,系统确定用户执行点凝固并将高电压RF能量施加1458到组织的意图。因此,外科器械108完成了凝固组织的用户意图1460。提供用于点凝固的RF能量也可具有高波峰因子,如结合图21所示和所述。

[0166] 已描述仅密封模式1414序列,现在转到密封和切割模式1418序列的描述。当选择密封和切割模式1418选项时,系统确定1420夹持臂146是处于打开位置还是处于闭合位置。当夹持臂146处于闭合位置1430并且测得的电阻抗1432低1462或指示存在短路时,系统确定缝合组织位于夹持臂146与超声刀149之间并将低超声能量施加1464到缝合组织。因此,外科器械108完成了用户密封和切割位于夹持臂146与超声刀149之间的缝合组织的意图1466。

[0167] 仍然参照密封和切割模式1418,当夹持臂146处于闭合1430并且测量的电阻抗1432为中等1468或指示在夹持臂146与超声刀149之间存在无钉组织时,系统首先施加1470RF能量以密封组织,其次施加1470超声能量以切割组织。因此,外科器械108完成了用户密封和切割位于夹持臂146与超声刀149之间的血管或组织束的意图1472。

[0168] 仍然参照密封和切割模式1418,当夹持臂146处于打开位置1434并且测得的电阻抗1436高1474或指示开路时,系统将高超声能量施加1476到组织。因此,外科器械108完成了后切或创建切开术的用户意图1478。

[0169] 仍然参照密封和切割模式1418,当夹持臂146处于打开位置1434并且测得的电阻抗1436为中等1480或指示在夹持臂146与超声刀149之间存在组织时,系统确定用户执行点凝固并将高电压RF施加1482到组织的意图。因此,外科器械108完成了点凝固的用户意图1484。提供用于点凝固的RF能量可具有高波峰因子,如结合图21所示和所述。

[0170] 因此,根据本公开的各方面,可以自动方式提供各种组织效果。因此,用户不需要

访问一组复杂的按钮或其他输入来执行期望的操作。

[0171] 图15和图16提供了结合图13至图14所示和描述的示例性电路拓扑的系统配置的图示。该系统配置包括多个部分,其中所述多个部分包括:发生器(标记为GENERATOR)、近端插头(标记为PLUG1)、电缆、远端插头(标记为PLUG2)、外科器械的柄部和外科器械的应用部分(标记为APP)。根据各个方面,近端插头可以是发生器的部件,其可以是电缆的部件,或者且可以是分离的部件。类似地,远端插头可以是电缆的部件,其可以是柄部的部件,或者其可以是分离的部件。

[0172] 图15提供了根据本公开的一个方面结合图13和图14示出和描述的被构造成能够管理由发生器输出的RF和超声电流的示例性电路拓扑的系统6600构造的图示,其包括柄部中的MOSFET开关和控制电路;系统6600包括机电或固态开关诸如柄部中的MOSFET开关和控制电路。发生器包括针对超声信号6601的接口、针对RF信号6603的接口、初级返回端子接口6605、HSW接口6607、次级返回端子接口6609、识别接口6611和存在性接口6613。近侧塞包括与发生器、EEPROM 6617和存在性电阻器6619的接口匹配的接口。近侧塞输出通过缆线和远侧塞携带到柄部,而无需在缆线或远侧塞中具有任何部件电路。柄部包括MOSFET开关6615,这些开关各自联接到整流器电路6621,这些整流器电路各自联接到同样在柄部中的一对联接的电感器6623。整流器电路6621各自包括至少一个二极管和至少一个电容器。控制电路6627(例如,ASIC)联接到驱动器电路6625,该驱动器电路馈送联接的电感器6623和整流器电路6621以控制MOSFET开关6615的状态。驱动器电路6625和控制电路6627定位在柄部中。柄部还包括谐振器6629、二极管和电容器电路6631、EEPROM 6635和开关阵列6637。开关阵列6637可包括机电装置、晶体管装置等。晶体管装置可包括双极性结型晶体管(BJT)、FET、MOSFET或它们的组合。二极管和电容器电路6631的整流器部分联接到发生器的HSW接口6607和次级返回端子接口6609并且馈送到控制电路6627中。

[0173] 应用部分包括EEPROM 6639、存在性电阻器6641以及分别针对RF能量6643和超声能量6645的输出端。EEPROM 6639和存在性电阻器6641联接到控制电路6627。系统6600允许在RF模式与超声模式之间切换并且允许具有低成本的缆线构型。

[0174] 图16提供了根据本公开的一个方面结合图13和图14示出和描述的被构造成能够管理由发生器输出的RF和超声电流的示例性电路拓扑的系统6900构造的图示,其包括柄部中的带阻滤波器和控制电路。系统6900包括柄部中的带阻滤波器和控制电路。发生器包括针对超声信号6901的接口、针对RF信号6903的接口、初级返回端子接口6905、HSW接口6907、次级返回端子接口6909、识别接口6911和存在性接口6913。近侧塞包括与发生器、EEPROM 6917和存在性电阻器6919的接口匹配的接口。近侧塞输出是通过缆线和远侧塞携带的,而无需在缆线或远侧塞中具有任何部件电路。柄部包括一对带阻滤波器6915、整流器电路6931、EEPROM 6935、控制电路6927、开关阵列6937和谐振器6929。整流器电路6931包括至少一个二极管和至少一个电容器。控制电路6927联接到EEPROM 6935、开关阵列6937和整流器电路6931。开关阵列6937可包括机电装置、晶体管装置等。晶体管装置可包括双极性结型晶体管(BJT)、FET、MOSFET或它们的组合。

[0175] 应用部分包括EEPROM 6939、存在性电阻器6941以及分别针对RF能量6943和超声能量6945的输出端。这对带阻滤波器6915联接到针对RF能量和超声能量6943,6945的输出端。EEPROM 6939和存在性电阻器6941联接到控制电路6927。系统6900允许在RF模式与超声

模式之间切换,并且支持混合输出频率,这允许在超声输出有源时进行组织阻抗感测。它还提供了低成本的缆线构型。

[0176] 在图17至图21中示出了代表用于从发生器递送的能量的波形的示例。

[0177] 图17示出了示例曲线图600,其示出了出于比较目的叠加在相同时间和电压标度上的代表RF输出信号602和超声输出信号604的第一单个波形和第二单个波形。这些输出信号602,604被提供在发生器100的ENERGY输出端处。时间(t)沿水平轴显示,并且电压(V)沿垂直轴显示。RF输出信号602的频率为约330kHz RF,并且峰间电压为±1V。超声输出信号604的频率为约55kHz,并且峰间电压为±1V。应当理解,沿水平轴的时间(t)标度和沿垂直轴的电压(V)标度出于比较目的而被归一化,并且可以是不同的实际具体实施,或者代表其他电学参数诸如电流。

[0178] 图18示出了图17所示的两个输出信号602,604之和的示例曲线图610。时间(t)沿水平轴显示,并且电压(V)沿垂直轴显示。图17所示的RF输出信号602和超声输出信号604的总和产生具有2V峰间电压的组合输出信号612,该组合输出信号是图17所示的原始RF信号和超声信号的幅值(1V峰间电压)的两倍。原始幅值的两倍幅值可能会引起发生器的输出部分出现问题,诸如失真、饱和、输出的限幅或输出元件上的应力。因此,具有多个处理部件的单个组合输出信号612的管理是图8所示的发生器500的重要方面。有多种方法可实现这种管理。在一种形式中,两个RF输出信号或超声输出信号602,604中的一者可取决于另一输出信号的峰值。在一个方面,RF输出信号602可以取决于超声信号604的峰值,使得当预期峰值时输出降低。在图19中示出了这种功能和所得到的波形。

[0179] 例如,图19示出了示例曲线图620,该曲线图示出了代表图17所示的输出信号602,604的因变和的组合输出信号622。时间(t)沿水平轴显示,并且电压(V)沿垂直轴显示。如图17所示,图17的RF输出信号602分量取决于图17的超声输出信号604分量的峰值,使得当预计超声峰值时,该因变和的组合输出信号622的RF输出信号分量的幅值减小。如图17中的示例曲线图620所示,峰值已从2降至1.5。在另一种形式中,输出信号中的一者是另一输出信号的函数。

[0180] 例如,图20示出了模拟波形630的示例曲线图,该曲线图示出了代表图17所示的输出信号602,604的因变和的输出信号632。时间(t)沿水平轴显示,并且电压(V)沿垂直轴显示。如图20所示,RF输出信号602是超声输出信号604的函数。这对输出的幅值提供了严格的限制。如图20所示,在RF输出信号602具有失真但不以某种方式影响RF输出信号602的凝固性能时,超声输出信号604可提取为正弦波。

[0181] 可使用各种其他技术来压缩和/或限制输出信号的波形。应当指出的是,只要RF输出信号602具有用于安全患者水平的低频分量,超声输出信号604(图17)的完整性可比RF输出信号602(图17)的完整性更重要,以避免神经肌肉刺激。在另一形式中,为了管理波形的峰值,可连续改变RF波形的频率。由于更复杂的RF波形(诸如图21中的曲线图640所示的凝固型波形642)与系统一起实现,波形控制很重要。同样,时间(t)沿水平轴显示,并且电压(V)沿垂直轴显示。例如,图21所示的凝固型波形642具有5.8的波峰因子。

[0182] 虽然上文说明已列举了各种细节,但应当理解,用于医疗装置的串行通信协议的各个方面可在没有这些具体细节的情况下实施。例如,为简洁和清楚起见,以框图的形式示出了选择的方面,而不是详细地示出。本文提供的详细描述某些部分可以呈现为对存储

在计算机存储器中的数据进行操作的指令。本领域的技术人员用此类描述和表达向本领域的其它技术人员描述和传达他们的工作要旨。通常,算法是指导致所需结果的步骤的自相容序列,其中“步骤”是指物理量的操纵,物理量可以(但不一定)采用能被存储、转移、组合、比较和以其它方式操纵的电或磁信号的形式。常用于指这些信号,如位、值、元素、符号、字符、术语、数字等。这些和类似的术语可与适当的物理量相关联并且仅仅是应用于这些量的方便的标签。

[0183] 除非上述讨论中另外明确指明,否则可以理解的是,在上述描述中,使用术语如“处理”或“估算”或“计算”或“确定”或“显示”的讨论是指计算机系统或类似的电子计算设备的动作和处理,其操纵表示为计算机系统的寄存器和存储器内的物理(电子)量的数据并将其转换成相似地表示为计算机系统存储器或寄存器或其它此类信息存储、传输或显示设备内的物理量的其它数据。

[0184] 值得一提的是,任何对“一个方面(one aspect)”、“一方面(an aspect)”、“一种形式(one form)”、“一形式(an form)”的提及均意指结合所述方面所述的具体特征、结构或特性包括在至少一个方面中。因此,出现在整篇说明书中的不同位置中的短语“在一个方面”、“在一方面”、“在一种形式中”或“在一形式中”不一定都是指同一方面。此外,具体特征、结构或特性可在一个或多个方面中以任何合适的方式组合。

[0185] 一些方面可使用表达“联接”和“连接”连同其衍生词来描述。应当理解,并不希望这些术语彼此同义。例如,某些方面可使用术语“连接”来描述,以表示两个或更多个元件彼此直接物理接触或电接触。在另一个示例中,一些方面可使用术语“联接”来描述,以表示两个或更多个元件直接物理接触或电接触。然而,术语“联接”还可指两个或更多个元件彼此不是直接接触,而是彼此配合或相互作用。

[0186] 值得一提的是,任何对“一个方面(one aspect)”、“一方面(an aspect)”、“一种形式(one form)”、“一形式(an form)”的提及均意指结合所述方面所述的具体特征、结构或特性包括在至少一个方面中。因此,出现在整篇说明书中的不同位置中的短语“在一个方面”、“在一方面”、“在一种形式中”或“在一形式中”不一定都是指同一方面。此外,具体特征、结构或特性可在一个或多个方面中以任何合适的方式组合。

[0187] 虽然本文描述了各种形式,但可以实现那些形式的多种修改形式、变型形式、替代形式、变化形式和等同形式,这些形式是本领域技术人员将会想到的。另外,在公开了用于某些部件的材料的情况下,也可使用其它材料。因此,应当理解,上述具体实施方式和随附权利要求旨在涵盖属于本发明所公开的形式范围内的所有此类修改形式和变型形式。以下权利要求旨在涵盖所有此类修改形式和变型形式。

[0188] 在一般意义上,本领域的技术人员将会认识到,可以用多种硬件、软件、固件或它们的任何组合单独和/或共同实施的本文所述的多个方面可以被看作是由多种类型的“电子电路”组成。因此,如本文所用,“电子电路”包括但不限于具有至少一个离散电路的电子电路、具有至少一个集成电路的电子电路、具有至少一个专用集成电路的电子电路、形成由计算机程序配置的通用计算设备的电子电路(如,至少部分地实施本文所述的方法和/或设备的由计算机程序配置的通用计算机,或至少部分地实施本文所述的方法和/或设备的由计算机程序配置的微处理器)、形成存储器设备(如,形成随机存取存储器)的电子电路,和/或形成通信设备(如,调制解调器、通信开关或光电设备)的电子电路。本领域的技术人员将

会认识到,可以模拟或数字方式或它们的一些组合实施本文所述的主题。

[0189] 上述具体实施方式已通过使用框图、流程图和/或示例阐述了装置和/或方法的各种形式。只要此类框图、流程图和/或示例包含一个或多个功能和/或操作,本领域的技术人员就要将其理解为此类框图、流程图或示例中的每个功能和/或操作都可以单独和/或共同地通过多种硬件、软件、固件或实际上它们的任何组合来实施。在一种形式中,本文所述的主题的若干部分可以通过专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)或其它集成格式来实施。然而,本领域的技术人员将会认识到,本文所公开的形式的一些方面可以作为在一台或多台计算机上运行的一个或多个计算机程序(如,作为一个或多个计算机系统上运行的一个或多个程序),作为在一个或多个处理器上运行的一个或多个程序(如,作为在一个或多个微处理器上运行的一个或多个程序),作为固件,或作为实际上它们的任何组合全部或部分地在集成电路中等效地实现,并且根据本发明,设计电子电路和/或编写软件和/或硬件的代码将在本领域技术人员的技术范围内。另外,本领域的技术人员将会认识到,本文所述主题的机制能够作为多种形式的程序产品进行分布,并且本文所述主题的示例性形式适用,而不管用于实际进行分布的信号承载介质的具体类型是什么。信号承载介质的示例包括但不限于如下:可录式媒体,诸如软盘、硬盘驱动器、光盘(CD)、数字视频光盘(DVD)、数字磁带、计算机存储器等;和传输式介质,诸如数字和/或模拟通信介质(例如,光纤缆线、波导、有线通信链路、无线通信链路(例如,发射器、接收器、传输逻辑、接收逻辑等等))。

[0190] 上述美国专利、美国专利申请公开、美国专利申请、国外专利、国外专利申请、本说明书中所提及和/或任何应用数据表中所列出的非专利申请或任何其它公开材料均在不与其相抵触的程度上以引用方式并入本文。因此,并且在必要的程度下,本文明确列出的公开内容代替以引用方式并入本文的任何冲突材料。据称以引用方式并入本文但与本文列出的现有定义、陈述或其它公开材料相冲突的任何材料或其部分,将仅在所并入的材料与现有的公开材料之间不产生冲突的程度下并入。

[0191] 本领域技术人员将会认识到,本文所述的组成部分(例如,操作)、装置、对象和它们随附的论述是为了概念清楚起见而用作示例,并且可以设想多种构型修改形式。因此,如本文所用,阐述的具体示例和随附的论述旨在代表它们更一般的类别。通常,任何具体示例的使用旨在代表其类别,并且具体组成部分(例如,操作)、装置和对象的未纳入部分不应采取限制。

[0192] 对于本文中使用的基本上任何复数和/或单数术语,本领域技术人员可从复数转换成单数和/或从单数转换成复数,只要适合于上下文和/或应用即可。为清楚起见,各种单数/复数置换在本文中并没有明确表述。

[0193] 本文所述的主题有时阐述了包含在其它不同部件中的不同部件或与其它不同部件连接的不同部件。应当理解,这样描述的架构仅是示例,并且事实上可以实施实现相同功能性的许多其他架构。在概念意义上,获得相同功能性的组件的任何布置结构方式都是有效“相关联的”,从而获得所需的功能性。因此,本文中为获得特定功能性而结合在一起的任何两个组件都可被视为彼此“相关联”,从而获得所需的功能性,而不论结构或中间组件如何。同样,如此相关联的任何两个组件也可被视为彼此“以可操作的方式连接”或“以可操作的方式联接”,以获得所需的功能性,并且能够如此相关联的任何两个组件都可被视为彼此

“以可操作的方式联接”，以获得所需的功能性。以可操作的方式联接的具体示例包括但不限于可物理匹配的和/或物理交互组件，和/或无线交互式，和/或无线交互式组件，和/或逻辑交互式，和/或逻辑交互式组件。

[0194] 在一些情况下，一个或多个部件在本文中可被称为“被构造成能够”、“可被构造成能够”、“可操作/可操作地”、“适合/适于”、“能够”、“适应/适合”等。本领域的技术人员将会认识到，除非上下文另有所指，否则“被构造成能够”通常可涵盖活动状态的部件和/或未活动状态的部件和/或待机状态的部件。

[0195] 虽然已经示出并描述了本文所述的本发明主题的特定方面，但是对本领域的技术人员将显而易见的是，基于本文的教导，可在不脱离本文所述的主题的情况下作出改变和变型，并且如在本文所述的主题的真实实质和范围内，其更广泛的方面并因此所附权利要求将所有此类改变和变型包括在其范围内。本领域的技术人员应当理解，一般而言，本文、以及特别是所附权利要求（例如，所附权利要求的正文）中所使用的术语通常旨在为“开放”术语（例如，术语“包括”应解释为“包括但不限于”，术语“具有”应解释为“至少具有”，术语“包含”应解释为“包含但不限于”等）。本领域的技术人员还应当理解，如果所引入权利要求叙述的具体数目为预期的，则这样的意图将在权利要求中明确叙述，并且在不存在这样的叙述的情况下，不存在这样的意图。例如，为有助于理解，下述所附权利要求可含有对介绍性短语“至少一个”和“一个或多个”的使用以引入权利要求。然而，对此类短语的使用不应视为暗示通过不定冠词“一个”或“一种”引入权利要求表述将含有此类引入权利要求表述的任何特定权利要求限制在含有仅一个这样的表述的权利要求中，甚至当同一权利要求包括介绍性短语“一个或多个”或“至少一个”和诸如“一个”或“一种”（例如，“一个”和/或“一种”通常应解释为意指“至少一个”或“一个或多个”）的不定冠词时；这也适用于对用于引入权利要求表述的定冠词的使用。

[0196] 另外，即使明确叙述引入权利要求叙述的特定数目，本领域的技术人员应当认识到，此种叙述通常应解释为意指至少所叙述的数目（例如，在没有其它修饰语的情况下，对“两个叙述”的裸叙述通常意指至少两个叙述、或两个或更多个叙述）。此外，在其中使用类似于“A、B和C中的至少一者等”的惯例的那些情况下，一般而言，这种结构意在具有本领域的技术人员将理解所述惯例的意义（例如，“具有A、B和C中的至少一者的系统”将包括但不限于具有仅A、仅B、仅C、A和B一起、A和C一起、B和C一起和/或A、B和C一起等的系统）。在其中使用类似于“A、B或C中的至少一者等”的惯例的那些情况下，一般而言，这种结构意在具有本领域的技术人员将理解所述惯例的意义（例如，“具有A、B或C中的至少一者的系统”应当包括但不限于具有仅A、仅B、仅C、A和B一起、A和C一起、B和C一起和/或A、B和C一起等的系统）。本领域的技术人员还应当理解，通常，除非上下文另有指示，否则无论在具体实施方式、权利要求或附图中呈现两个或更多个替代术语的转折性词语和/或短语应理解为涵盖包括所述术语中的一者、所述术语中的任一个或这两个术语的可能性。例如，短语“A或B”通常将被理解为包括“A”或“B”或“A和B”的可能性。

[0197] 对于所附的权利要求，本领域的技术人员将会理解，其中表述的操作通常可以任何顺序进行。另外，尽管以一定顺序列出了多个操作流程，但应当理解，可以不同于所示顺序的其它顺序进行所述多个操作，或者可以同时进行所述多个操作。除非上下文另有规定，否则此类替代排序的示例可包括重叠、交错、中断、重新排序、增量、预备、补充、同时、反向，

或其它改变的排序。此外,除非上下文另有规定,否则像“响应于”、“相关”这样的术语或其它过去式的形容词通常不旨在排除此类变体。

[0198] 在某些情况下,对系统或方法的使用可发生在一个地区中,即使部件位于所述地区外部。例如,在分布式计算上下文中,对分布式计算系统的使用可发生在一个地区中,即使所述系统的部件可能位于所述地区外部(例如,位于所述地区外部的继电器、服务器、处理器、信号承载介质、传输计算机、接收计算机等)。

[0199] 系统或方法的销售同样可发生一个地区中,即使所述系统或方法的部件位于和/或用于所述地区外部。此外,在一个地区中实施用于执行方法的系统的至少一部分不排除在另一个地区中使用所述系统。

[0200] 虽然本文描述了各种形式,但可以实现那些形式的多种修改形式、变型形式、替代形式、变化形式和等同形式,这些形式是本领域技术人员将会想到的。另外,在公开了用于某些部件的材料的情况下,也可使用其它材料。因此,应当理解,上述具体实施方式和随附权利要求旨在涵盖属于本发明所公开的形式范围内的所有此类修改形式和变型形式。以下权利要求旨在涵盖所有此类修改形式和变型形式。

[0201] 概括地说,已经描述了由采用本文所述的概念产生的许多有益效果。为了举例说明和描述的目的,已经提供了一个或多个形式的上述具体实施方式。这些具体实施方式并非意图为详尽的或限定到本发明所公开的精确形式。可以按照上述教导内容对本发明进行修改或变型。选择和描述的一个或多个形式是为了说明原理和实际应用,从而使本领域的普通技术人员能够利用适用于预期的特定用途的所述多个形式和多种修改形式。与此一同提交的权利要求书旨在限定完整范围。

[0202] 尽管已举例说明和描述了多个形式,但是申请人的意图并非将所附权利要求的范围约束或限制在此类细节中。在不脱离本发明的范围的条件下,本领域的技术人员可以进行许多变型、更改和替代。此外,另选地,可将与所描述的形式相关联的每个元件的结构描述为用于提供由所述元件执行的功能的器具。因此,旨在使所描述的形式仅受所附权利要求的范围的限制。

[0203] 在整篇说明书中引用的“各种形式(various forms)”、“一些形式(some forms)”、“一种形式(one form)”或“一形式(an form)”是指结合所述形式描述的特定特征、结构或特性包括在至少一种形式中。因此,出现在整篇说明书中的不同地方的短语“在各种形式中”、“在一些形式中”、“在一种形式中”或“在一形式中”不一定都是指同一形式。此外,具体特征、结构或特性可在一个或多个形式中以任何合适的方式结合。因此,结合一种形式示出或描述的具体特征、结构或特性可没有限制地全部或部分地与一个或多个其它形式的特征、结构或特性结合。

[0204] 本文所述主题的各个方面在以下编号的条款中陈述:

[0205] 1. 一种用于管理由发生器输出的RF和超声信号的系统,所述系统包括:外科器械,所述外科器械包括RF能量输出端、超声能量输出端和电路,所述电路被构造成能够从所述发生器接收组合的射频(RF)和超声信号;其中所述电路被构造成能够对所述组合信号的频率内容进行滤波,并且被构造成能够向所述RF能量输出端提供第一经滤波信号以及向所述超声能量输出端提供第二经滤波信号。

[0206] 2. 根据条款1所述的系统,其中所述电路包括谐振器。

- [0207] 3. 根据条款1或2所述的系统,其中所述电路包括高频带阻滤波器。
- [0208] 4. 根据条款1至3中任一项所述的系统,其中所述高频带阻滤波器包括第一LC滤波器电路和第二LC滤波器电路。
- [0209] 5. 根据条款1至4中任一项所述的系统,其中所述组合信号包括350kHz分量。
- [0210] 6. 根据条款1至5中任一项所述的系统,其中所述组合信号包括55kHz分量。
- [0211] 7. 根据条款1至6中任一项所述的系统,其中所述外科器械被构造成能够同时从所述RF能量输出端和所述超声能量输出端施加治疗。
- [0212] 8. 一种用于管理由发生器输出的RF和超声信号的系统,所述系统包括:外科器械,所述外科器械包括RF能量输出端、超声能量输出端和电路,所述电路被构造成能够从所述发生器接收组合的射频(RF)和超声信号;其中所述电路被构造成能够根据从所述发生器接收的所述组合信号而在所述RF能量输出端与所述超声能量输出端之间切换。
- [0213] 9. 根据条款8所述的系统,其中所述电路包括两对MOSFET开关。
- [0214] 10. 根据条款9所述的系统,其中所述两对MOSFET开关中的每一对均为源到源连接。
- [0215] 11. 根据条款9或10所述的系统,还包括第一联接的电感器和第二联接的电感器。
- [0216] 12. 根据条款11所述的系统,其中第一对MOSFET开关中的每个MOSFET的栅极都联接在一起并联接到所述第一联接的电感器。
- [0217] 13. 根据条款11或12所述的系统,其中第二对MOSFET开关中的每个MOSFET的所述栅极都联接在一起并联接到所述第二联接的电感器。
- [0218] 14. 根据条款11至13中任一项所述的系统,还包括第一电容器和第二电容器,其中所述第一电容器联接到所述第一联接的电感器的所述初级侧,并且所述第二电容器联接到所述第二联接的电感器的所述初级侧。
- [0219] 15. 根据条款9至14中任一项所述的系统,还包括ASIC、第一脉冲变压器和第二脉冲变压器,其中所述ASIC联接到所述第一脉冲变压器和所述第二脉冲变压器,并且其中所述第一脉冲变压器联接到所述两对MOSFET开关中的第一对,并且所述第二脉冲变压器联接到所述两对MOSFET开关中的第二对。
- [0220] 16. 根据条款15所述的系统,其中所述两对MOSFET开关中的每一对均为源到源连接。
- [0221] 17. 根据条款16所述的系统,其中所述第一对MOSFET开关中的每个MOSFET的所述栅极都联接在一起并联接到所述第一脉冲变压器。
- [0222] 18. 根据条款16或17所述的系统,其中第二对MOSFET开关中的每个MOSFET的所述栅极都联接在一起并联接到所述第二脉冲变压器。
- [0223] 19. 根据条款18所述的系统,其中所述电路包括联接到所述RF能量输出端的第一切换元件和联接到所述超声能量输出端的第二切换元件。
- [0224] 20. 根据条款19所述的系统,其中所述第一切换元件和所述第二切换元件各自为机电继电器。
- [0225] 21. 根据条款19或20所述的系统,其中所述第一切换元件和所述第二切换元件联接到ASIC。
- [0226] 22. 根据条款19至21中任一项所述的系统,还包括开关机构,以致动所述第一切换

元件和所述第二切换元件。

[0227] 23. 根据条款22所述的系统,其中所述开关机构为机械摇臂式开关机构。

[0228] 24. 一种用于管理由发生器输出的RF和超声信号的系统,所述系统包括:外科器械,所述外科器械包括RF能量输出端、超声能量输出端和电路,所述电路被构造成能够从所述发生器接收组合的射频(RF)和超声信号;其中所述电路包括:滤波器电路,所述滤波器电路被构造成能够对所述组合信号的频率内容进行滤波;以及切换元件,所述切换元件被构造成能够根据从所述发生器接收的所述组合信号而在接通状态与断开状态之间切换到所述RF能量输出端或所述超声能量输出端中的一个。

[0229] 25. 根据条款24所述的系统,其中所述滤波器电路联接到所述超声能量输出端并且所述切换元件联接到所述RF能量输出端。

[0230] 26. 一种用于操作外科器械的方法,所述外科器械包括射频(RF)能量输出端、超声能量输出端以及第一钳口和第二钳口,所述第一钳口和所述第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动,所述方法包括:接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入;接收指示所述第一钳口和所述第二钳口是处于所述闭合位置还是处于所述打开位置的第二输入;接收指示所述RF能量输出端处的电阻抗的第三输入;以及至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来从多个操作模式中选择用于治疗组织的操作模式,其中所述多个操作模式包括:第一模式,在所述第一模式中所述RF能量输出端将RF能量施加到所述组织;以及第二模式,在所述第二模式中所述超声能量输出端将超声能量施加到所述组织。

[0231] 27. 根据条款26所述的方法,其中所述第一选项是仅密封选项,并且所述第二选项是密封和切割选项。

[0232] 28. 根据条款26所述的方法,其中所述用户选择为按钮选择。

[0233] 29. 根据条款26所述的方法,其中所述多个操作模式还包括:第三模式,在所述第三模式中所述RF能量输出端将RF能量施加到所述组织并且所述超声能量输出端将超声能量施加到所述组织;以及第四模式,在所述第四模式中没有RF能量或超声能量被施加到所述组织。

[0234] 30. 根据条款29所述的方法,其中当所述第一输入指示所述第二选项,所述第二输入指示所述闭合位置,并且所述第三输入指示中等电阻抗时,选择所述第三模式,其中在施加超声能量之前施加RF能量。

[0235] 31. 根据条款29所述的方法,其中当所述第一输入指示所述第一选项,所述第二输入指示所述打开位置,并且所述第三输入指示高电阻抗时,选择所述第四模式。

[0236] 32. 根据条款26所述的方法,还包括至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来选择由所述RF能量输出端施加的能量水平。

[0237] 33. 根据条款32所述的方法,其中当所述第二输入指示所述打开位置并且所述第三输入指示中等电阻抗时,选择所述第一模式,并且将所述RF能量输出端所施加的所述能量水平选择为高。

[0238] 34. 根据条款26所述的方法,还包括至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来选择由所述超声能量输出端施加的能量水平。

[0239] 35. 根据条款34所述的方法,其中当所述第二输入指示所述闭合位置并且所述第

三输入指示低电阻抗时,选择所述第二模式,并且将所述超声能量输出端所施加的所述能量水平选择为低。

[0240] 36. 根据条款34所述的方法,其中当所述第一输入指示所述第二选项,所述第二输入指示所述打开位置并且所述第三输入指示高电阻抗时,选择所述第二模式,并且将所述超声能量输出端所施加的所述能量水平选择为高。

[0241] 37. 根据条款26所述的方法,其中当所述第一输入指示所述第一选项,所述第二输入指示所述闭合位置,并且所述第三输入指示中等电阻抗时,选择所述第一模式。

[0242] 38. 根据条款26所述的方法,还包括至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来选择由所述RF能量输出端或所述超声能量输出端施加的能量的波形。

[0243] 39. 一种用于将射频 (RF) 能量和超声能量递送到外科器械的发生器,所述外科器械包括第一钳口和第二钳口,所述第一钳口和所述第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动,所述发生器被构造成能够:接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入;接收指示所述第一钳口和所述第二钳口是处于所述闭合位置还是处于所述打开位置的第二输入;接收指示所述外科器械的RF能量输出端处的电阻抗的第三输入;以及至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入来从多个操作模式中选择用于治疗组织的操作模式,其中所述多个操作模式包括:第一模式,在所述第一模式中所述发生器将RF能量递送到所述外科器械;以及第二模式,在所述第二模式中所述发生器将超声能量递送到所述外科器械。

[0244] 40. 根据条款39所述的发生器,其中所述多个操作模式还包括:第三模式,在所述第三模式中所述发生器将RF能量和超声能量递送到所述外科器械;以及第四模式,在所述第四模式中所述发生器未将RF能量或超声能量递送到所述外科器械。

[0245] 41. 根据条款39所述的发生器,其中所述发生器还被构造成能够以至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入确定的水平将RF能量递送到所述外科器械。

[0246] 42. 根据条款41所述的发生器,其中所述发生器被构造成能够在所述第二输入指示所述打开位置并且所述第三输入指示中等电阻抗时,选择所述第一模式,并且将所述RF能量的水平确定为高。

[0247] 43. 根据条款39所述的发生器,其中所述发生器还被构造成能够以至少部分地基于所述第一输入、所述第二输入和所述第三输入确定的水平将超声能量递送到所述外科器械。

[0248] 44. 根据条款43所述的发生器,其中所述发生器被构造成能够在所述第二输入指示所述闭合位置并且所述第三输入指示低电阻抗时选择所述第二模式,并且将所述超声能量的水平确定为低。

[0249] 45. 一种外科器械,包括:第一钳口和第二钳口,所述第一钳口和所述第二钳口被构造成用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动;射频 (RF) 能量输出端,所述RF能量输出端被构造成能够至少在选择第一操作模式时将RF能量施加到组织;以及超声能量输出端,所述超声能量输出端被构造成能够至少在选择第二操作模式时将超声能量施加到所述组织,其中操作模式是至少部分地基于第一输入、第二输入和第三输入从包括所述第一模式和所述第二模式的多个操作模式选择的,其中:所述第一输入指示第一选项和第二选项

中的一个的用户选择;所述第二输入指示所述第一钳口和所述第二钳口是处于所述闭合位置还是处于所述打开位置;并且所述第三输入指示所述RF能量输出端处的电阻抗。

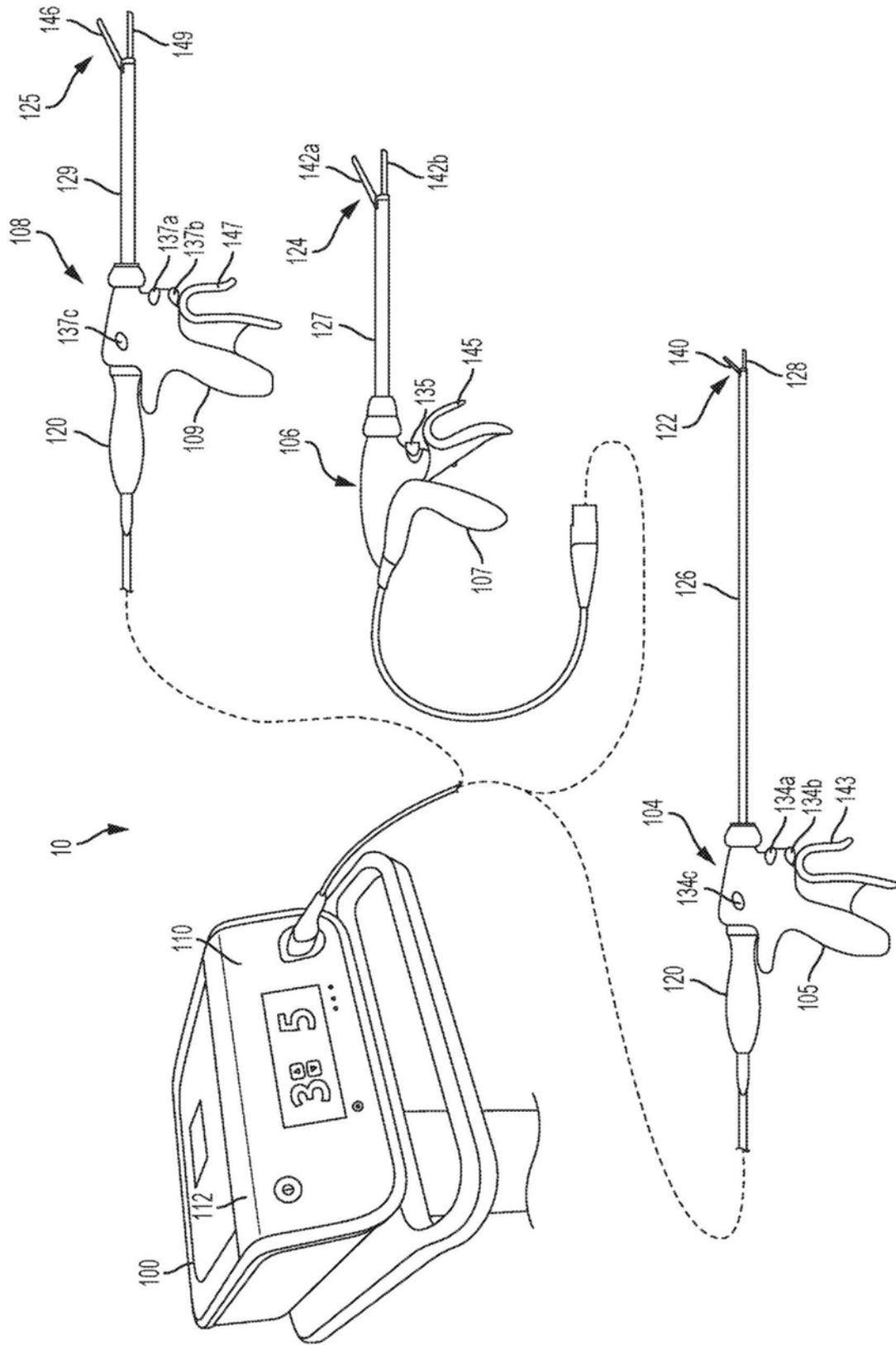


图1

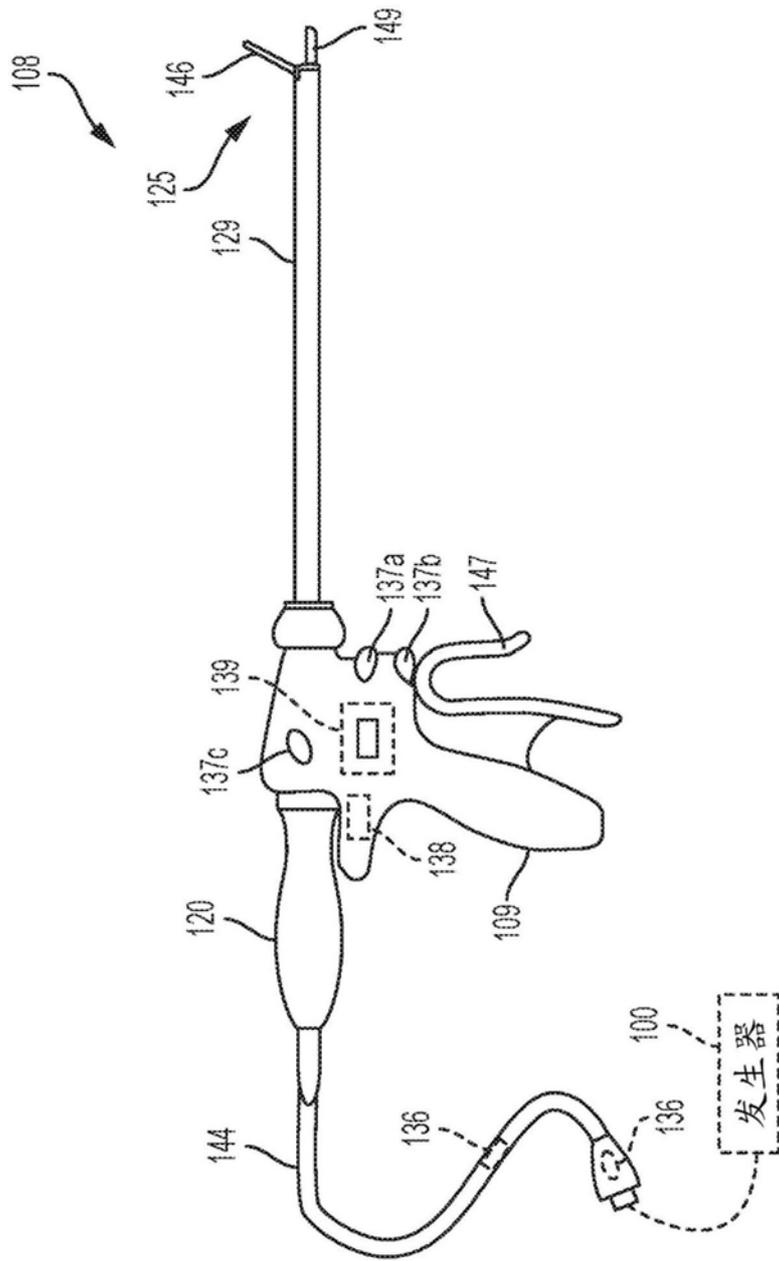


图2

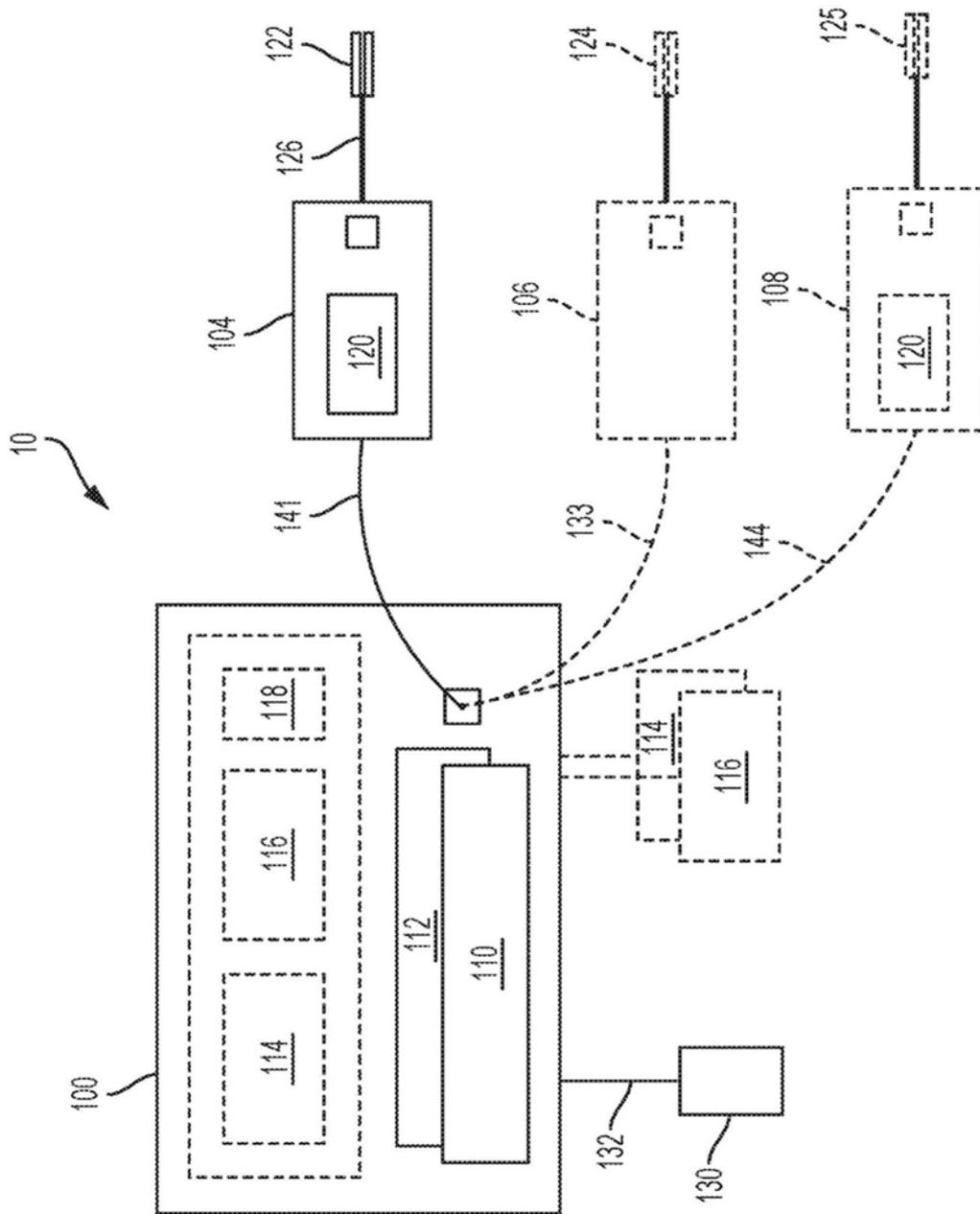


图3

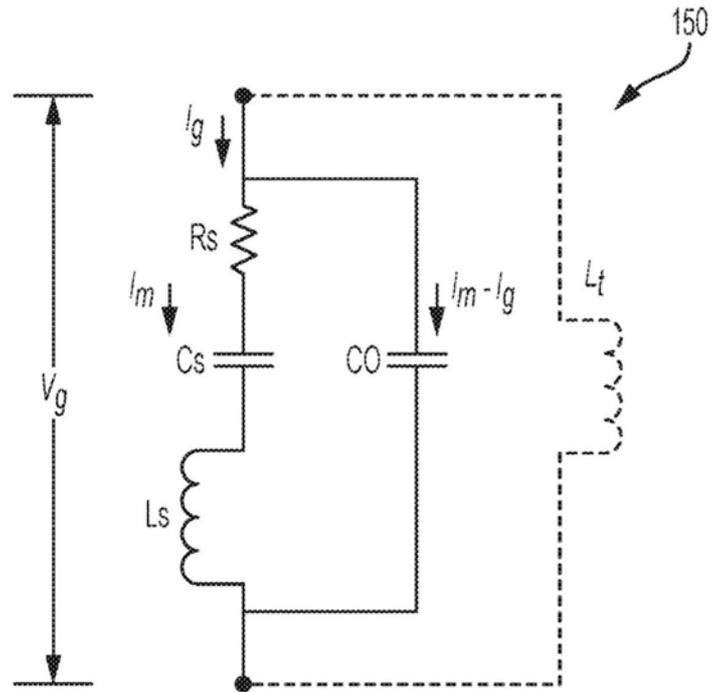


图4

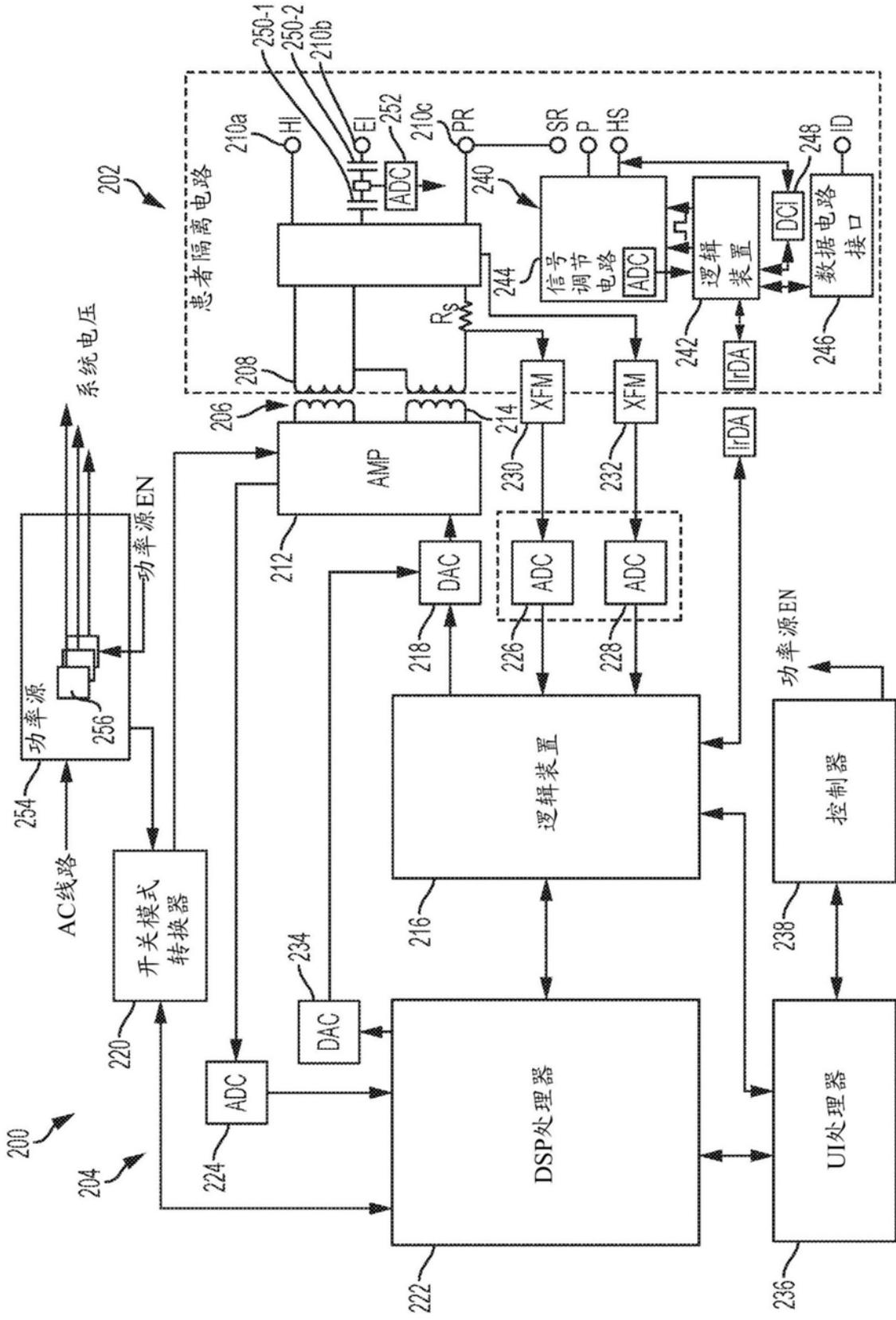


图5

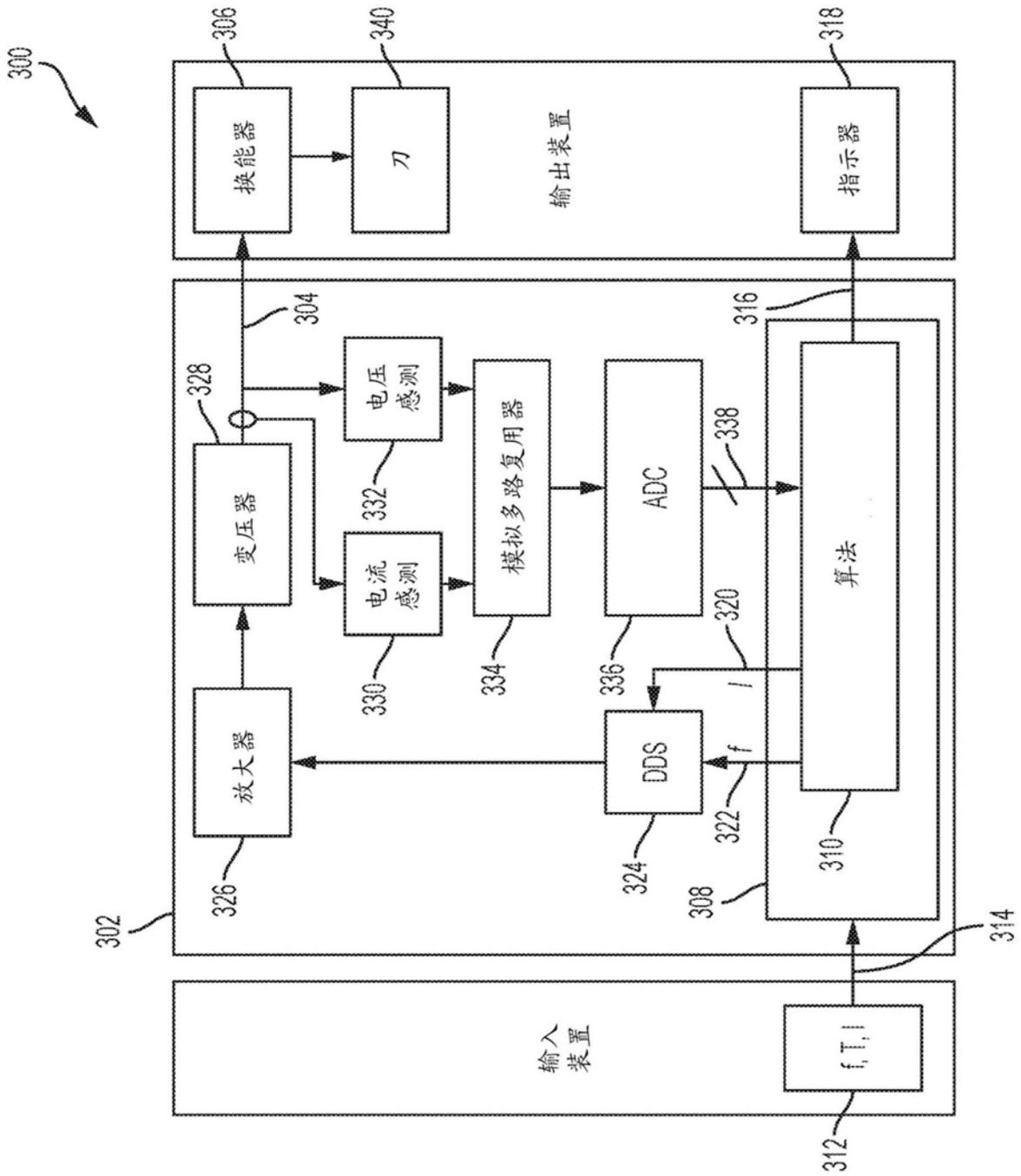


图6

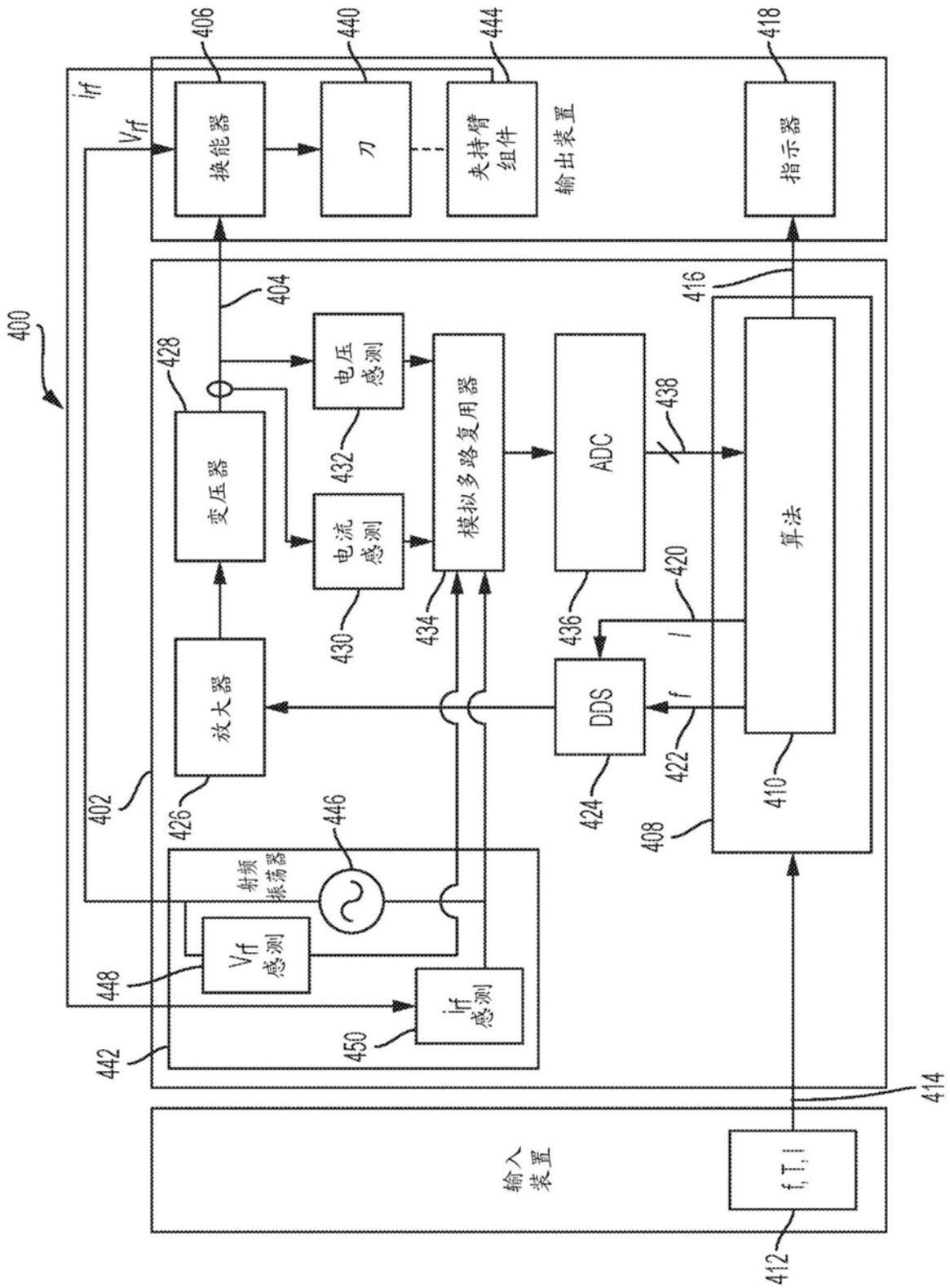


图7

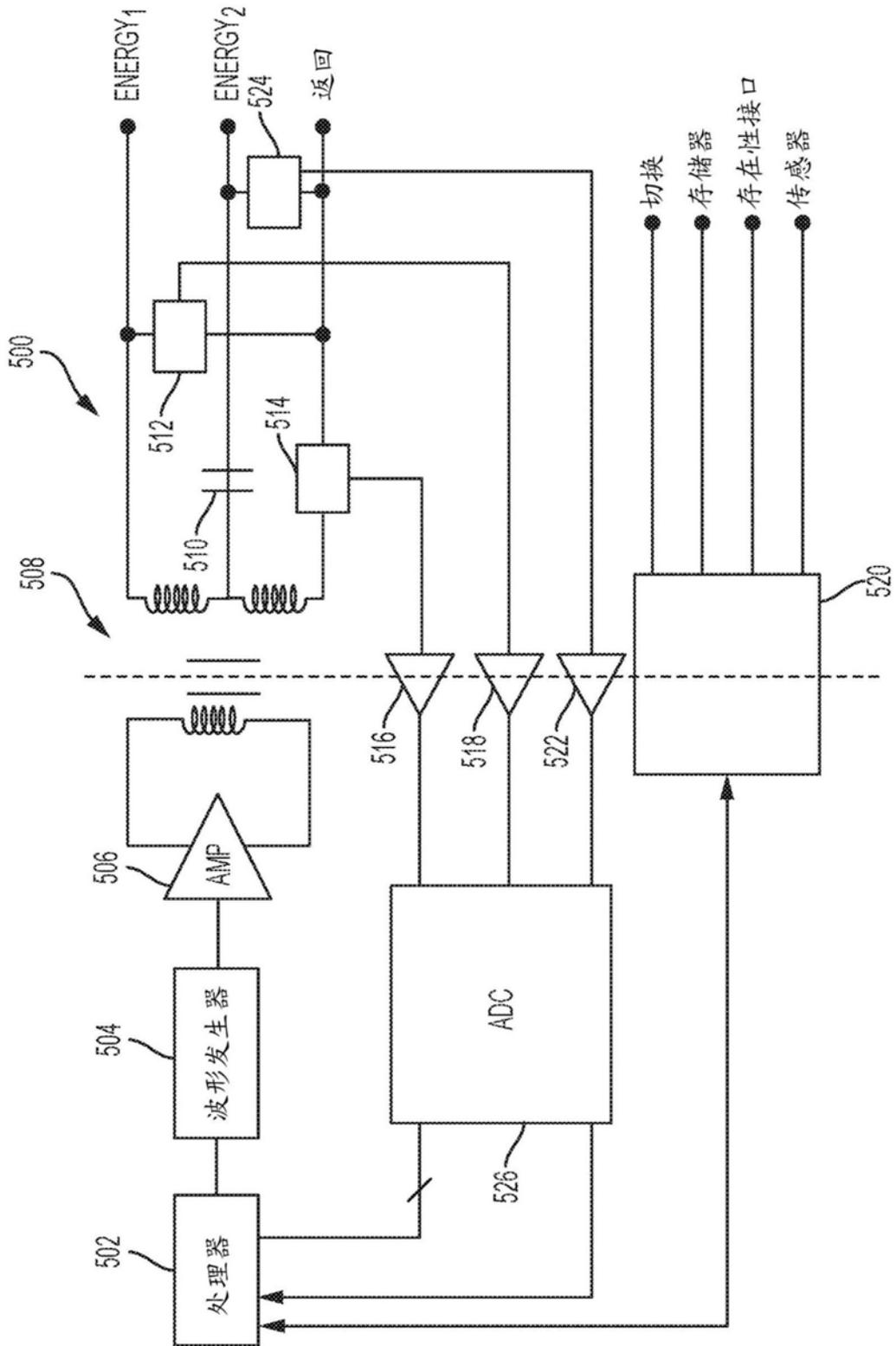


图8

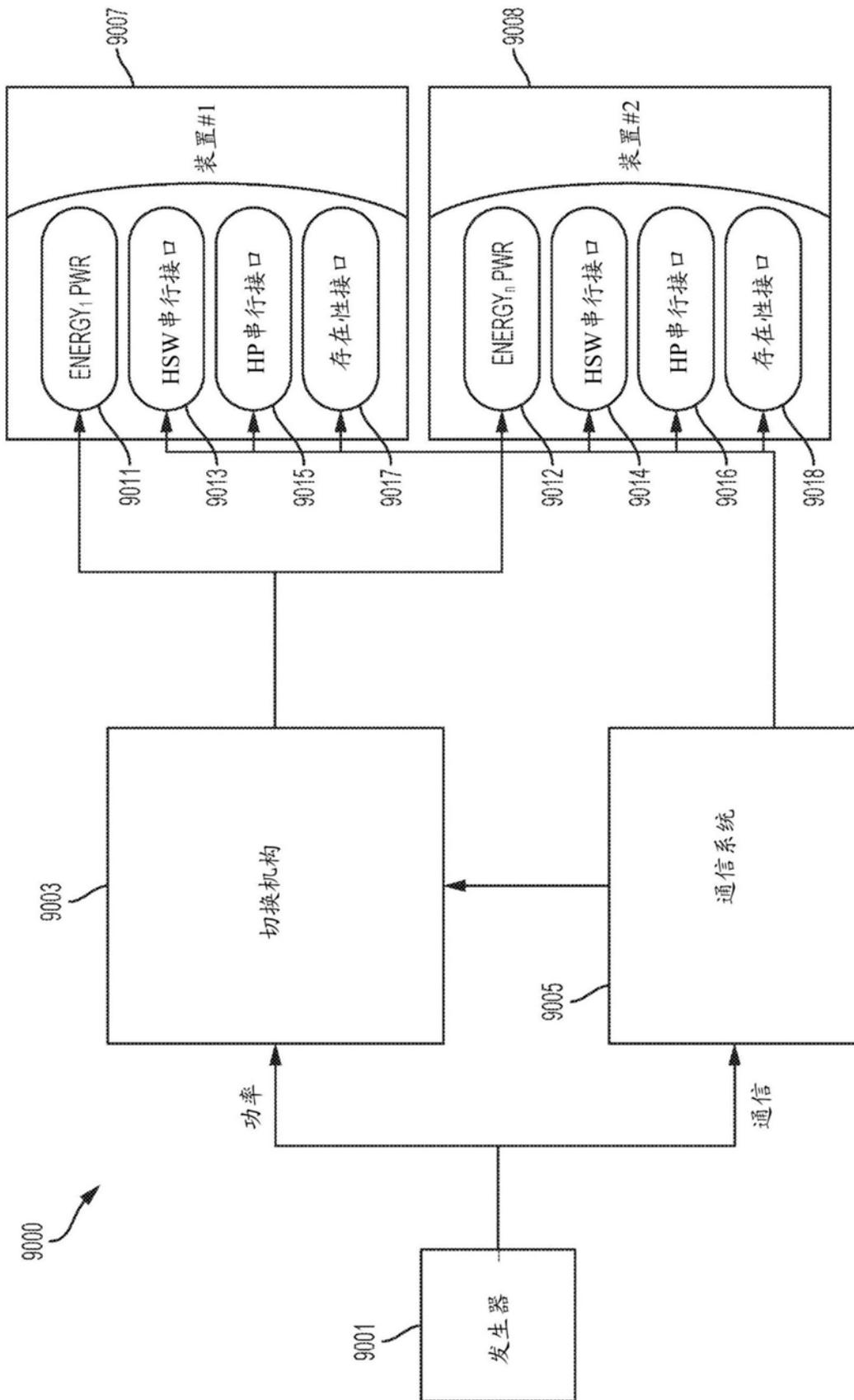


图9

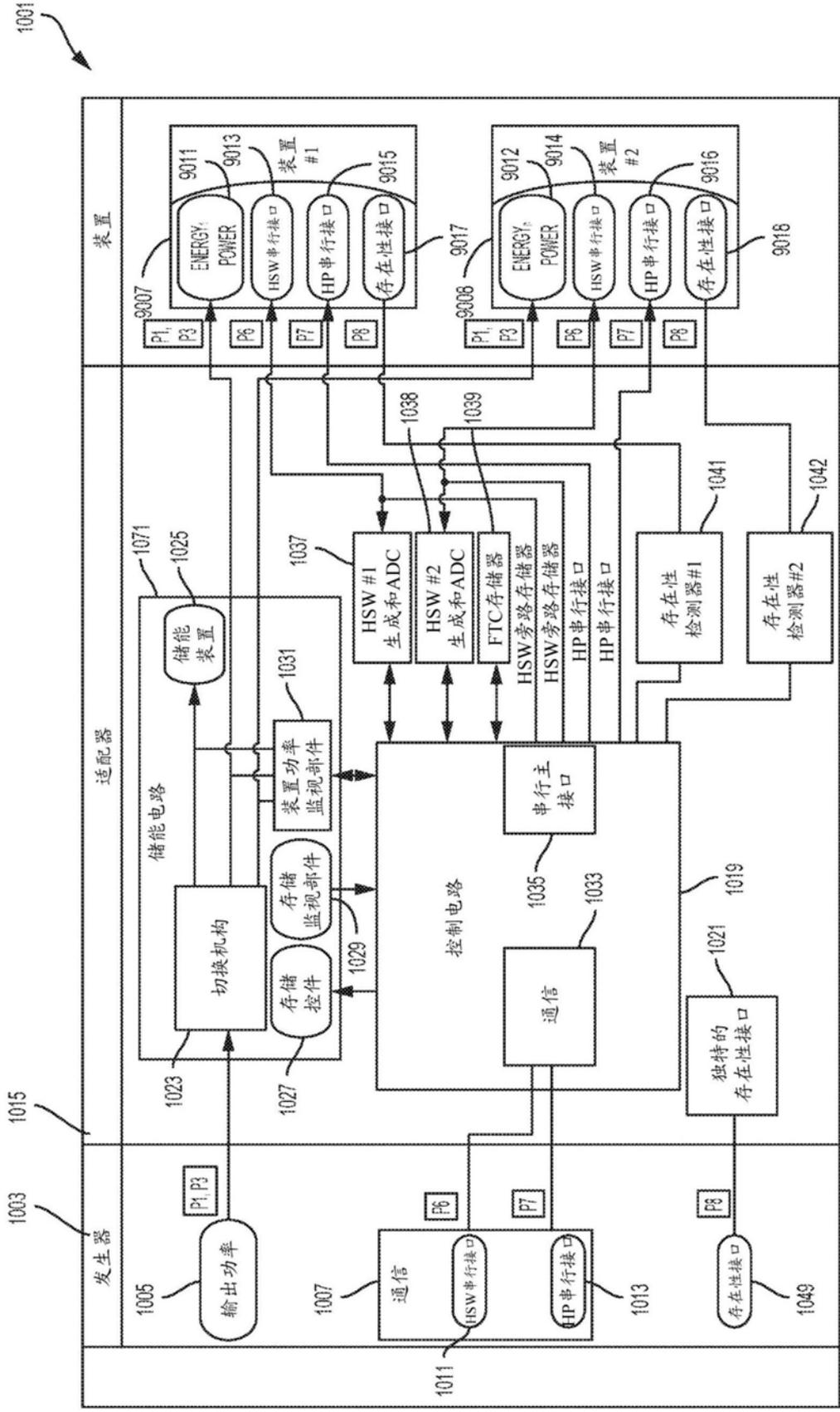


图10

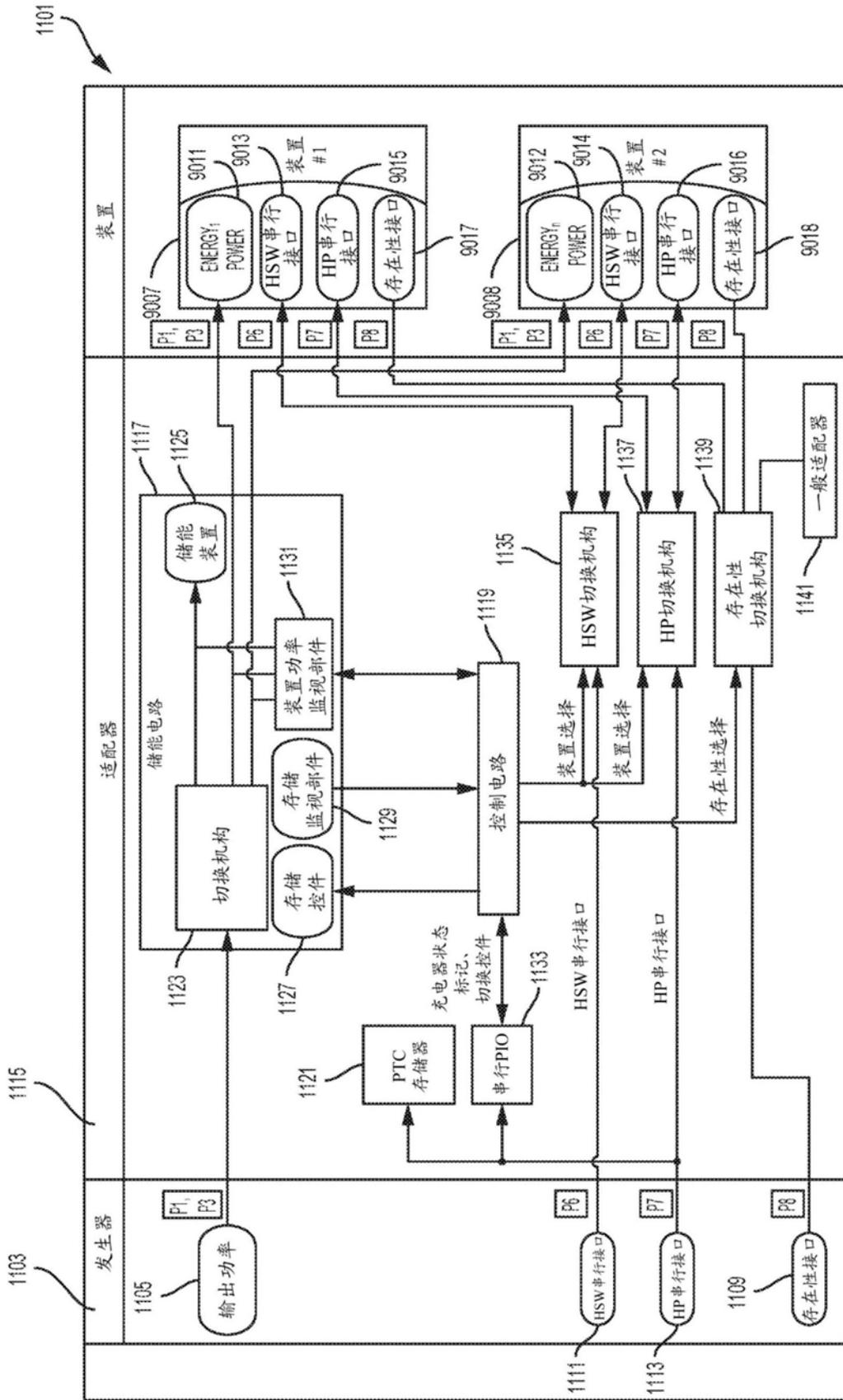


图11

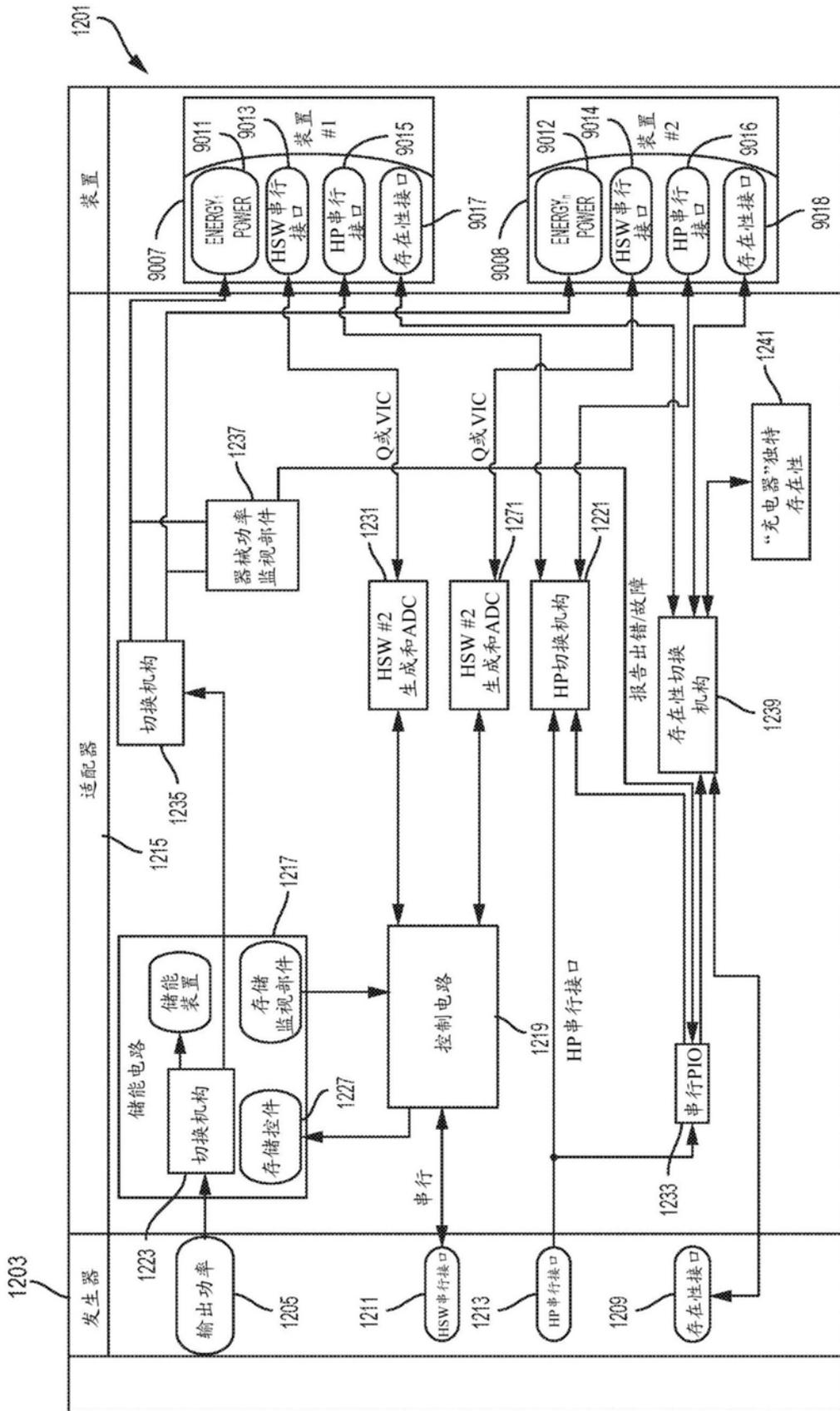


图12

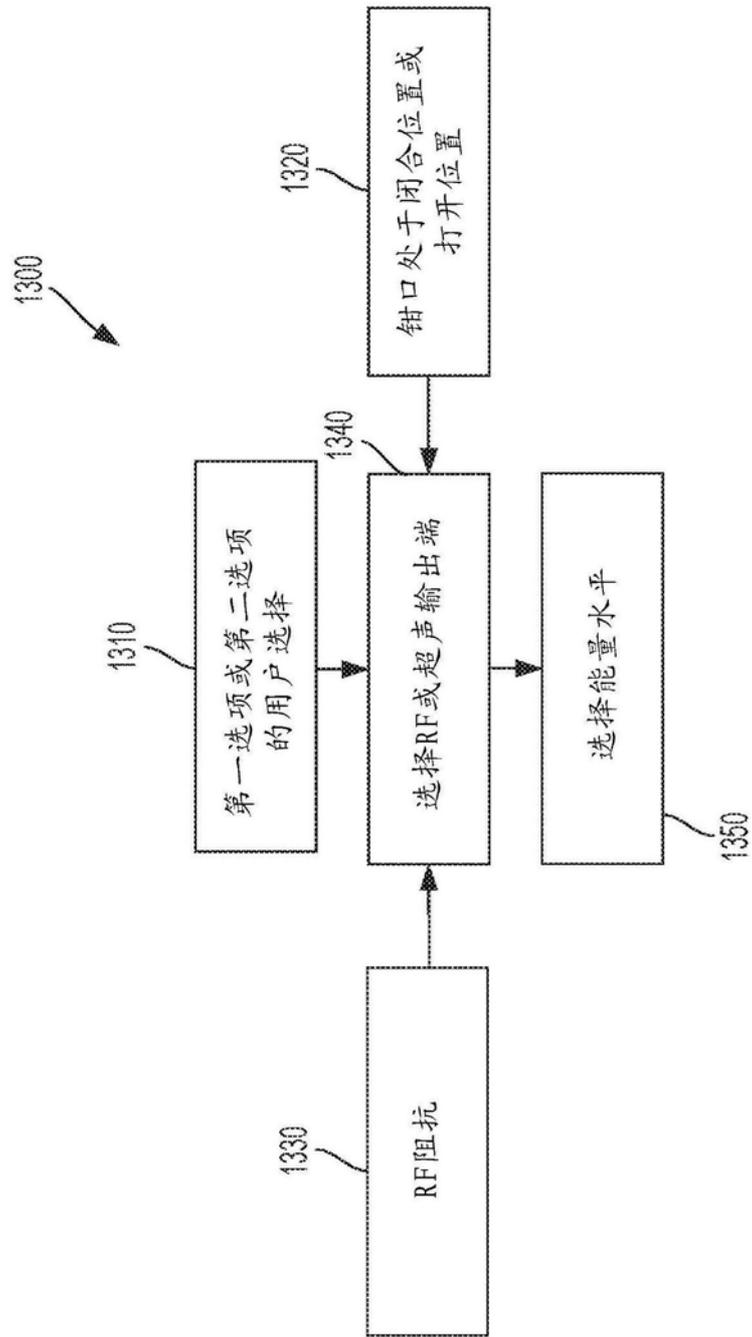


图13



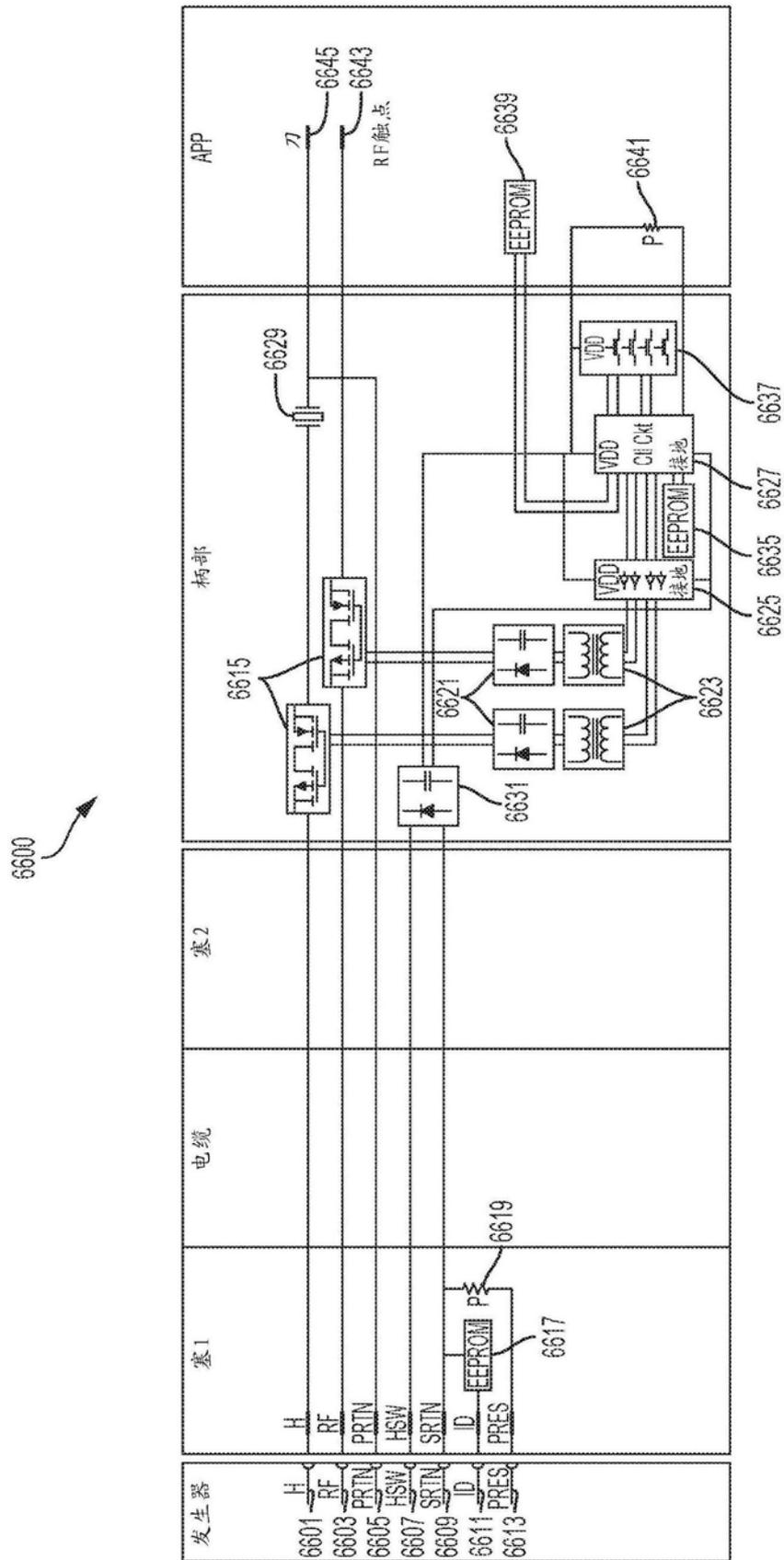


图15

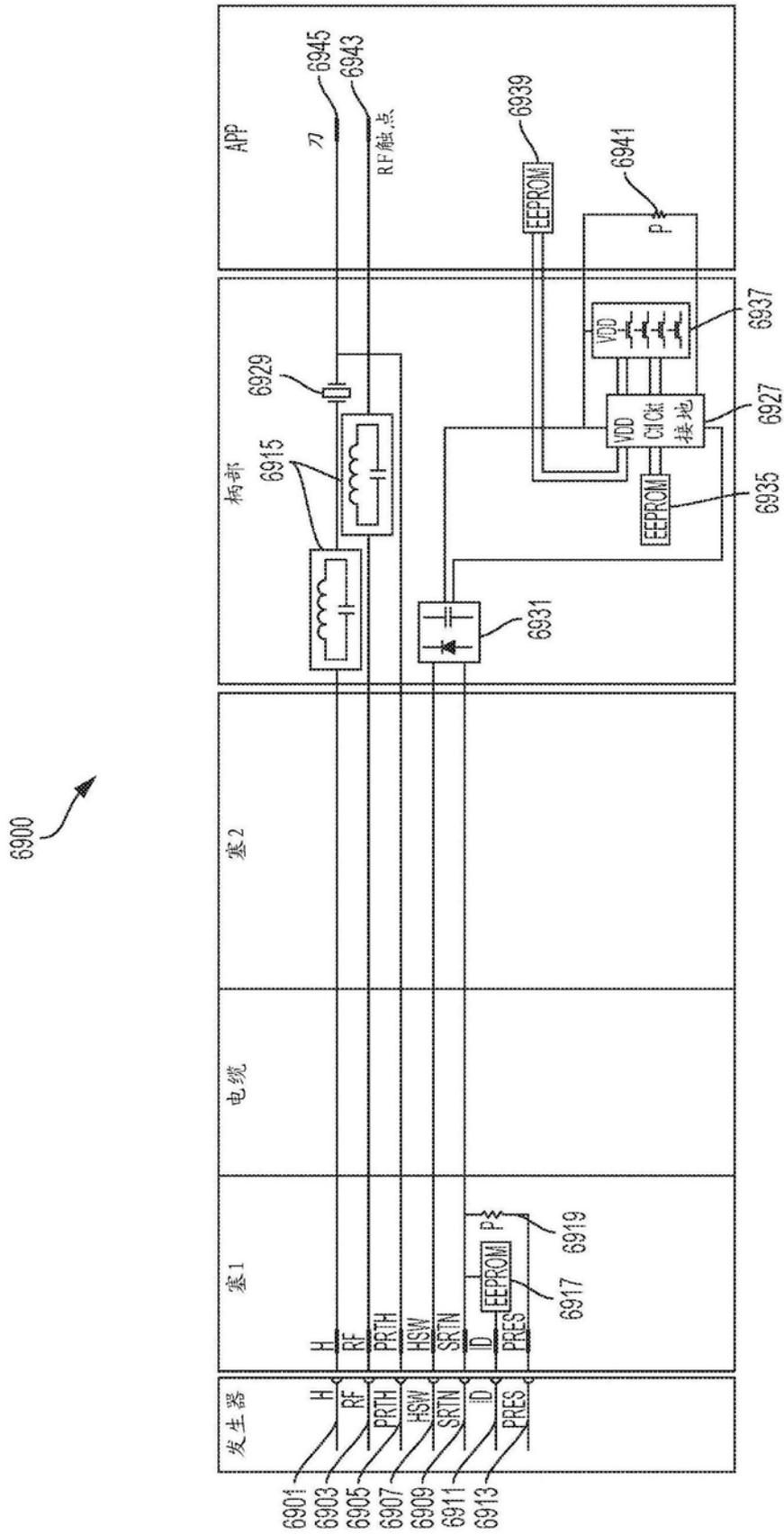


图16

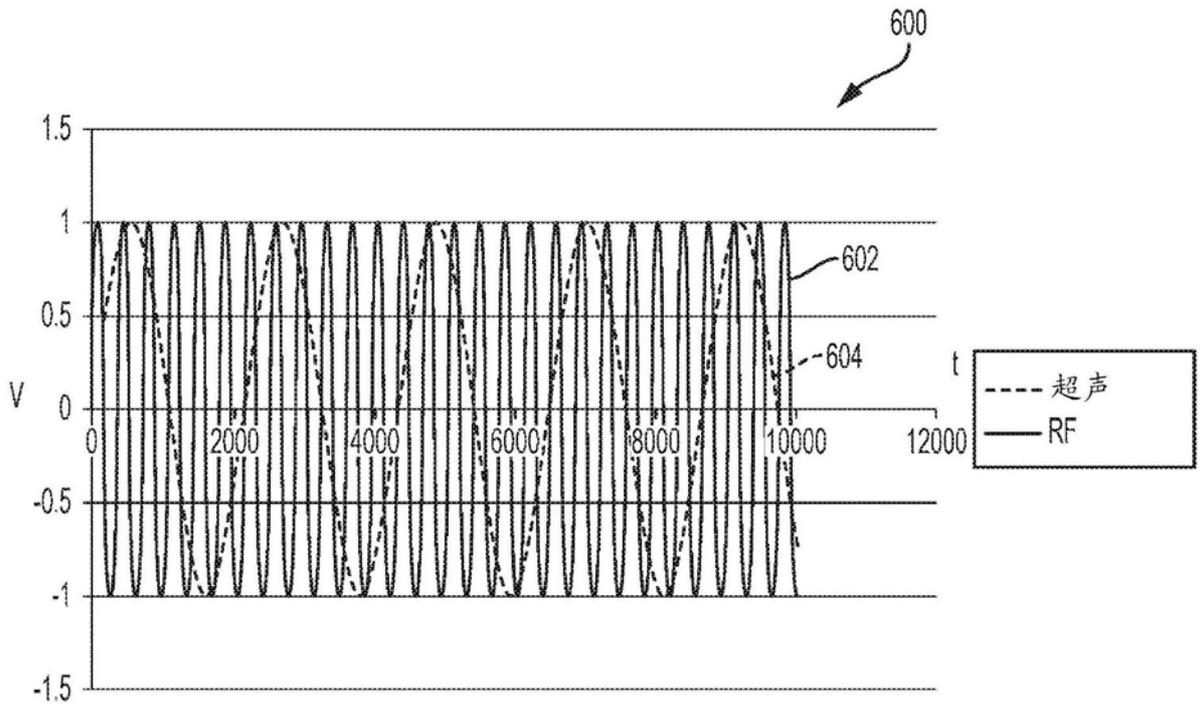


图17

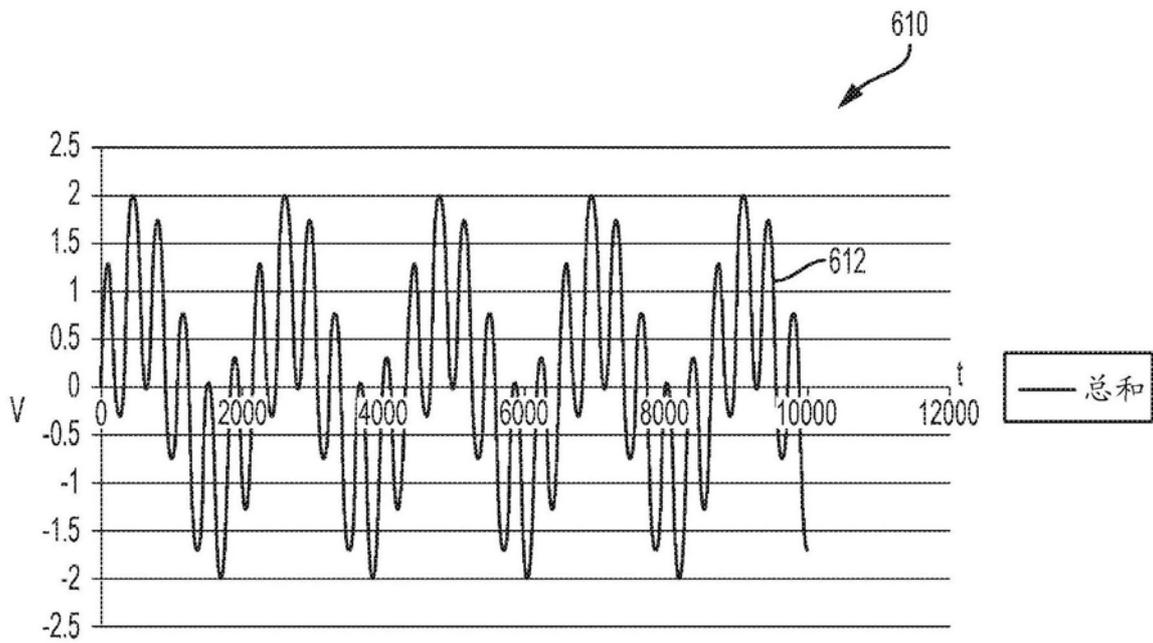


图18

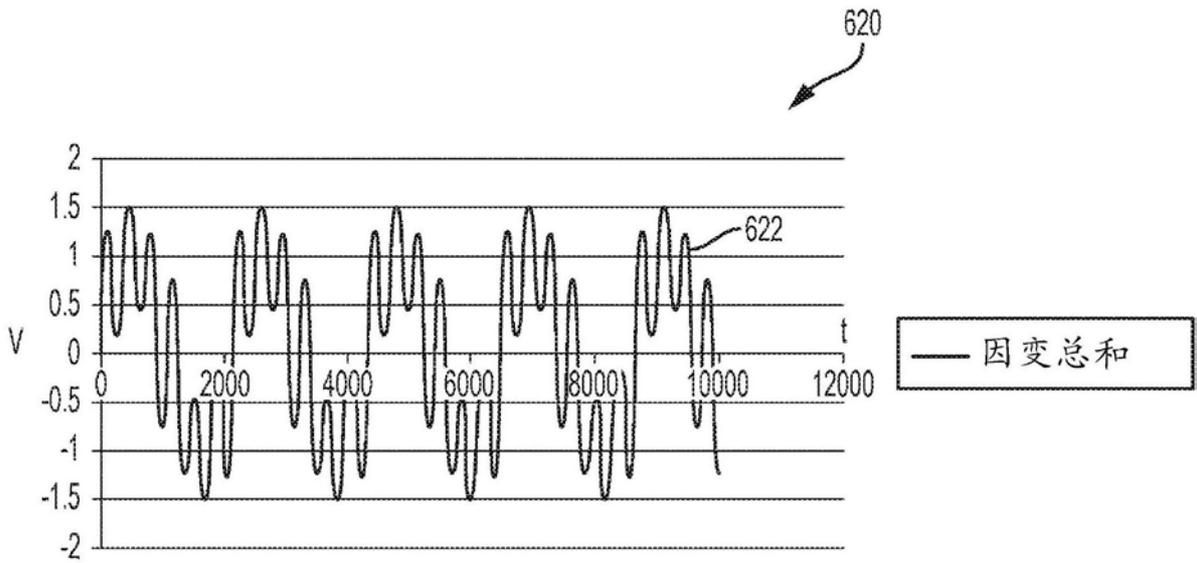


图19

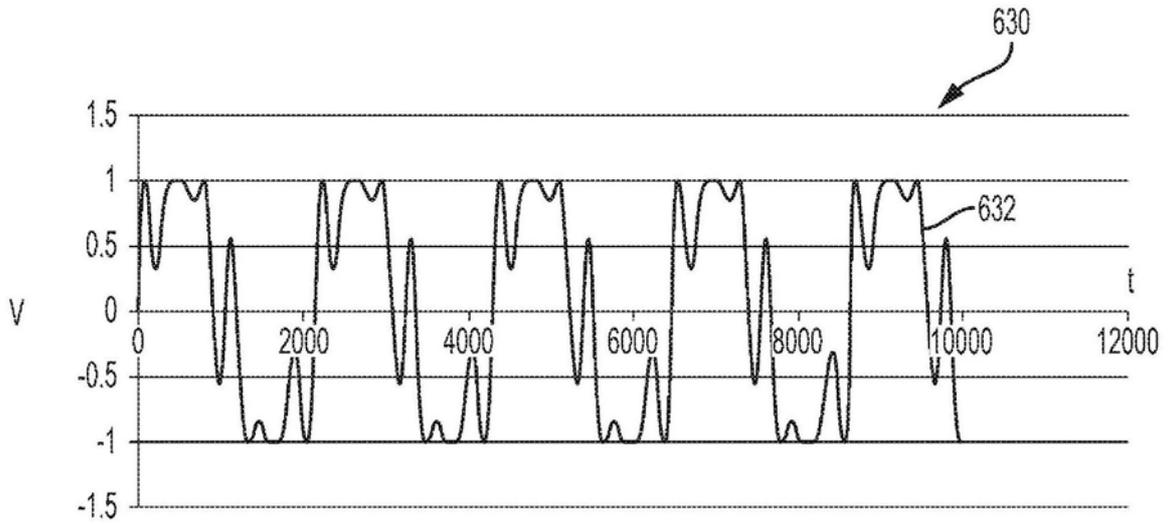


图20

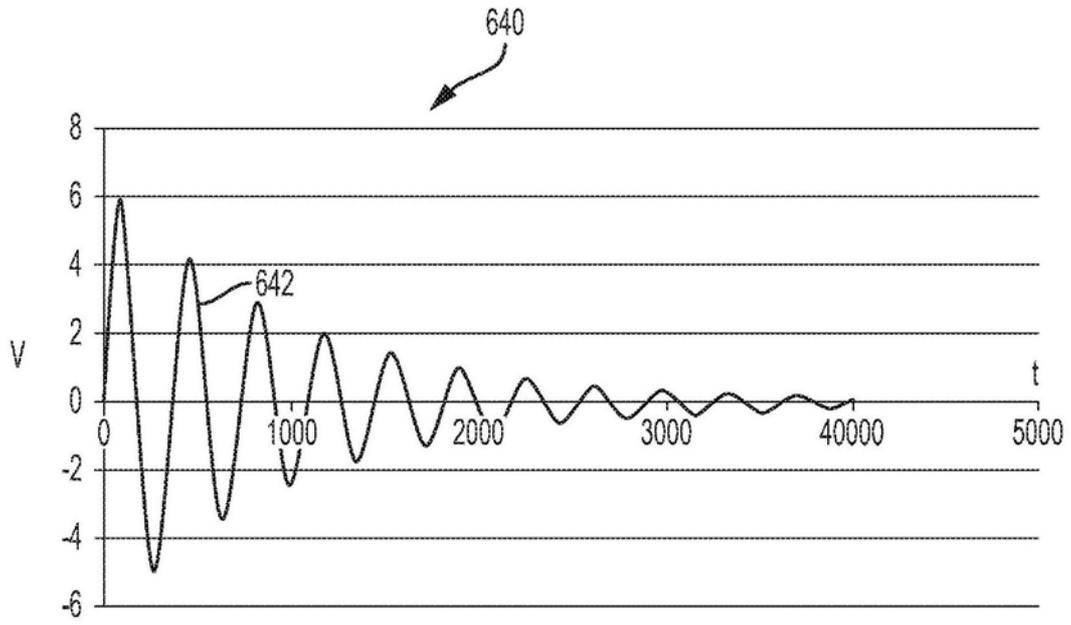


图21

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 基于用户意图选择外科器械的操作的方法和设备   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN108289711A</a>  | 公开(公告)日 | 2018-07-17 |
| 申请号            | CN201680069697.5  | 申请日     | 2016-09-22 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 伊西康内外科公司  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 伊西康有限责任公司   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 伊西康有限责任公司   |         |            |
| [标]发明人         | ET维纳<br>D C 亚特斯<br>RM亚瑟<br>JA希布纳  |         |            |
| 发明人            | E·T·维纳<br>D·C·亚特斯<br>R·M·亚瑟<br>J·A·希布纳  |         |            |
| IPC分类号         | A61B18/14 A61B18/12 A61B17/32 A61B18/00 A61B90/00   |         |            |
| CPC分类号         | A61B18/1206 A61B18/1233 A61B18/1445 A61B2017/320071 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00178 A61B2018/00601 A61B2018/00607 A61B2018/0063 A61B2018/00642 A61B2018/00648 A61B2018/00684 A61B2018/00732 A61B2018/00779 A61B2018/00875 A61B2018/00958 A61B2018/00994 A61B2018/1273 A61B2018/128 A61B2018/1286 A61B2018/1293 A61B2018/1452 A61B2090/0811 H03F2200/18 |         |            |
| 代理人(译)         | 刘迎春   |         |            |
| 优先权            | 62/235368 2015-09-30 US<br>15/258598 2016-09-07 US  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>  |         |            |

摘要(译)

本发明公开了一种用于操作外科器械的方法，该外科器械包括射频(RF)能量输出端、超声能量输出端以及第一钳口和第二钳口，该第一钳口和第二钳口被构造用于在闭合位置与打开位置之间枢转运动，该方法包括：接收指示第一选项和第二选项中的一个的用户选择的第一输入；接收指示第一钳口和第二钳口是处于闭合位置还是处于打开位置的第二输入；接收指示RF能量输出端处的电阻抗的第三输入；并且至少部分地基于第一输入、第二输入和第三输入来从多个操作模式中选择用于治疗组织的操作模式。

